

**Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu**

**Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken
na aktivitu pod ním ležícího svalu**

Diplomová práce

**Vedoucí diplomové práce:
Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů. CSc.**

**Vypracovala:
Bc. Martina Vrbová**

Praha, duben 2009

Abstrakt / Abstract

Vrbová, M.: Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na aktivitu pod ním ležícího svalu

Vrbová, M.: The Effect of Taping Applied on the Skin with the Orientation along the Muscle Fibres of Underlying Muscle on the Activity of this Muscle

Východiska: Taping, tedy aplikace náplastových tahů přímo na kůži tapované oblasti s cílem preventivního nebo terapeutického vstupu v oblasti pohybového aparátu, je v současné klinické praxi poměrně hojně využívaná metoda. Přesto dosud nebyly uspokojivě objektivně zhodnoceny účinky tapingu na svalovou aktivitu a chybí také práce, která by komplexně prezentovala obecná teoretická východiska této metody.

Cíl: Cílem této diplomové práce bylo vytvořit přehled aktuálních teoretických poznatků týkajících se problematiky tapingu a v rámci provedené klinické studie potom zhodnotit vliv tapu aplikovaného (několika různými způsoby v případě dvou různých materiálů) v průběhu svalových vláken na aktivitu pod ním ležícího svalu.

Metodika: Studie byla provedena na pěti zdravých subjektech, u kterých byl porovnáván průběh změn mediánu frekvence EMG signálu během tří minut trvání izometrické svalové kontrakce o velikosti 30% MVC na m. biceps brachii při stavu bez použití tapu a dále u třech různých způsobů aplikace tapu na kůži v průběhu svalových vláken, a to bez tahu, s tahem působícím do zkrácení a s tahem působícím do protažení, přičemž všechny způsoby aplikace byly sledovány u dvou druhů materiálů - pevného a pružného. Hodnoty mediánu frekvence při jednotlivých způsobech tapingu byly porovnávány se stavem bez tapu i vzájemně mezi sebou.

Výsledky: V teoretické části práce se podařilo vytvořit komplexní přehled aktuálních poznatků o problematice tapingu, výsledky klinické studie potom ukazují na tendenci tapu aplikovaného nad svaem v průběhu svalových vláken zvýšit bezprostředně po aplikaci hodnotu mediánu frekvence EMG signálu na začátku izometrické svalové kontrakce o velikosti 30% MVC, ale také současně urychlit její pokles v prvních časových úsecích izometrické kontrakce.

Klíčová slova: taping, svalová aktivita, elektromyografie, m. biceps brachii

Key words: taping, muscle activity, electromyography, m. biceps brachii

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením
Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů. Csc. a použila při tom pouze citované odborné literatury.

V Praze dne 8. dubna 2009



Martina Vrbová

Na tomto místě bych chtěla poděkovat Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů. CSc. za odborné vedení, cenné rady a důležité připomínky, které byly velkou pomocí při psaní této diplomové práce.

Souhlasím se zapůjčením této diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatелů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení

Datum vypůjčení

Poznámky

OBSAH

Abstrakt / Abstract.....	2
OBSAH	6
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	8
1 ÚVOD	9
2 PŘEHLED SOUČASNÝCH POZNATKŮ V OBLASTI SLEDOVANÉ PROBLEMATIKY	10
2.1 Taping – definice, vymezení pojmu	10
2.2 Stručná historie tapingu	10
2.3 Druhy tapingu	11
2.4 Indikace a kontraindikace	12
2.4.1 Indikace	12
2.4.1.1 <i>Prevence poruch a přetížení pohybového aparátu</i>	12
2.4.1.2 <i>Indikace léčebné a rehabilitační</i>	12
2.4.2 Kontraindikace	13
2.5 Zásady aplikace tapů a její jednotlivé aspekty	14
2.5.1 Obecné zásady aplikace	14
2.5.2 Další aspekty aplikace	14
2.5.2.1 <i>Materiály</i>	14
2.5.2.2 <i>Doba ponechání tapu</i>	17
2.5.2.3 <i>Způsoby aplikace tapu</i>	19
2.6 Účinky tapovacích technik	22
2.6.1 Vliv tapingu na svalovou aktivitu	22
2.6.2 Vliv tapingu na propriocepci	26
2.6.3 Vliv tapingu na bolest	27
2.6.4 Vliv tapu na lymfatický a periferní cévní systém	28
2.7 Diskutované mechanismy účinků tapingu	29
2.7.1 Pohled biomechanický	29
2.7.1.1 <i>Mechanické vlastnosti tapovacích materiálů</i>	30
2.7.1.2 <i>Mechanické vlastnosti kůže</i>	31
2.7.1.3 <i>Mechanické vlastnosti vazů a šlach</i>	32
2.7.1.4 <i>Mechanické vlastnosti svalové tkáně</i>	33
2.7.2 Pohled neurofyzilogický	35
2.7.2.1 <i>Fyziologie somatoviscerální citlivosti</i>	35
2.8 Svalová únava a možnosti její objektivizace pomocí EMG	40
2.8.1 Druhy svalové únavy	41
2.8.2 Objektivní hodnocení svalové únavy pomocí EMG	42
3 CÍL PRÁCE, HYPOTÉZY	44
3.1 Cíl	44
3.2 Hypotézy	45
4 METODIKA KLINICKÉ STUDIE	46
4.1 Měřicí zařízení	46
4.2 Výzkumný soubor	46
4.3 Metodika tapingu	46
4.4 Metodika získávání a analýzy dat	49
4.4.1 Průběh měření	49
4.4.2 Analýza dat	52
4.5 Rozsah platnosti klinické studie	52

5	VÝSLEDKY	53
5.1	Výsledky z pohledu stanovených hypotéz.....	55
5.2	Výsledky z pohledu jednotlivých subjektů.....	57
6	DISKUZE	62
7	ZÁVĚR	68
8	SEZNAM LITERATURY	69
9	PŘÍLOHY.....	74
	Příloha 1 Žádost o vyjádření a vyjádření etické komise	
	Příloha 2 Vzor informovaného souhlasu	
	(příloha Žádosti o vyjádření etické komise)	
	Příloha 3 Grafické znázornění výsledků jednotlivých měření	

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

a.	céva (arteria)
ATP	adenosintrifosfát
CNS	centrální nervová soustava
CP	kreatinfosfát
EMG	elektromyografie, elektromyografický
m.	sval (musculus)
MUAP	sumační potenciál motorické jednotky (Motor Unit Action Potential)
MVC	maximální volní kontrakce (Maximal Voluntary Contraction)
Obr.	obrázek
SA	typ mechanoreceptorů s pomalou adaptací (Slowly Adapting)
SENIAM	projekt Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles (evropská doporučení pro povrchovou elektromyografii)
t ₁ , t ₂ , t ₃	jednotlivé druhy tapů dle způsobu aplikace z pevného materiálu, použité v této práci (přesný popis v kapitole 4.3, Metodika tapingu)
T ₁ , T ₂ , T ₃	jednotlivé druhy tapů dle způsobu aplikace z pružného materiálu, použité v této práci (přesný popis v kapitole 4.3, Metodika tapingu)
Tab.	tabulka

1 ÚVOD

Taping je v současné klinické praxi hojně využívaná metoda. Přesto neexistuje ucelená publikace, která by komplexně obsáhla její problematiku. Informace z této oblasti se dovídáme zejména prostřednictvím odborných článků a studií, často velmi úzce zaměřených. Většina výzkumů se zabývá konkrétním druhem tapu, aplikovaným při určitém problému, a jen hrstka studií pak obecnými zásadami aplikace, efektem a mechanismy účinku, které jsou z hlediska možnosti pochopení podstaty tapování velmi důležité.

Samozřejmě by měl být při aplikaci tapu na prvním místě vždy individuální přístup k danému pacientovi a jeho situaci, přesto by se ale, zvláště při současném požadavku medicíny založené na důkazu, měla aplikace tapu opírat o objektivně prokázané poznatky a neprobíhat pouze na základě osobních zkušeností terapeuta, jak tomu stále, vzhledem k výše nastíněnému problému, převážně je.

V teoretické části této diplomové práce bych se proto chtěla zaměřit na charakteristiku techniky tapingu a shrnutí současných poznatků týkajících se aplikace a účinků. Samotná klinická studie se týká zhodnocení efektu tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu. Sledovaným parametrem svalové aktivity v případě této práce je frekvence elektromyografického signálu při izometrické svalové kontrakci.

2 PŘEHLED SOUČASNÝCH POZNATKŮ V OBLASTI SLEDOVANÉ PROBLEMATIKY

2.1 *Taping – definice, vymezení pojmu*

Název je odvozen od základního materiálu této techniky, z anglického názvu pro slovo páska – tape. (Flandera a Hrdlička, 2001) Jedná se o metodu aplikace náplastových tahů (pevných nebo pružných lepicích pásek o různé délce a šířce) přímo na kůži tapované oblasti. (Matějů, 2004) (Výjimkou je použití podkladových materiálů mezi lepicí páskou a kůží při poškození kůže nebo na více exponovaných místech, nejčastěji při tapingu ve sportu, jak popisuje např. Pilný (2007) a další.) Aplikovaná páska přebírá v cílové oblasti část silových nároků a zároveň je zdrojem nové aference z této oblasti. (Jaklová, 1999) Je tedy jakousi „prodlouženou rukou fyzioterapeuta“ umožňující intervenci i v období mimo terapeutickou jednotku.

Tato technika má široké využití z hlediska prevence a léčby poruch pohybového aparátu. Nejčastěji nachází uplatnění ve dvou, vzájemně se prolínajících oblastech, a to v oblasti sportu a léčebné rehabilitace. (Matějů, 2004) V praxi je vhodné ji kombinovat s dalšími terapeutickými přístupy. (Jaklová, 1999)

2.2 *Stručná historie tapingu*

Metoda tapingu je velmi starou fixační technikou, jejíž kořeny sahají až do období starého Egypta. Taping používal současně s dlahováním i Hippokrates k fixaci zlomenin. Od roku 1982, kdy byla vynalezena lepicí páska – leukoplast, se můžeme setkat již se soudobými fixačními tapovacími technikami. V první třetině 20. století vyšel tiskem v Mnichově první atlas fixačních náplastových technik. (Matějů, 2004, dle Hrazdíra, 2002) V podobě, v jaké je tato technika známa dnes, se aktivně provádí už více než padesát let, a to nejprve ve Spojených Státech, kde zaznamenala největší rozmach v šedesátých letech 20. století v oblasti sportu a vzápětí se rozšířila i do řady sportovních týmů západní Evropy. (Matějů, 2004, dle Flandera a Hrdlička, 2001) U nás se začínáme s tapingem setkávat až v osmdesátých letech 20. století, zejména díky iniciativě zkušených hokejových masérů Křížka a Martínka. (Hnízdil, Lichtenberg, 1989) Výše uvedené se týká především oblasti sportu a využití pevných lepicích pásek.

S dalším vývojem tapovacích materiálů se objevují také pružné lepicí pásy, které nacházejí široké uplatnění nejen ve sportu, ale i v oblasti léčebné rehabilitace. Ve světě se jedná zejména o koncept Kinesio Taping, který vymyslel Dr. Kenzo Kase v Japonsku před 25 lety. (Kinesio Taping, 2007) Na něj navázala řada podobných konceptů, například z Kinesio Tapingu vycházející německý Medi-Taping. (Sielmann, Christiansen, 2004)

U nás se o rozšíření nových, částečně elastických materiálů pro účely tapingu zasloužila koncem 20. století Helena Hermachová, která vytvořila techniku tzv. funkčního tapingu (viz. níže). Tu ve své diplomové práci, právě se spoluprací s Hermachovou, poprvé komplexně popsala Tereza Jaklová (1999).

2.3 Druhy tapingu

Rozdělení tapingu na jednotlivé druhy není striktně dáno. V literatuře existují různá dělení podle nejrozličnějších aspektů, přičemž mezi jednotlivými skupinami často neexistuje ostrá hranice. V praxi se potom nejčastěji setkáváme s pojmy sportovní a funkční taping, ale ani tyto pojmy nejsou přesně vymezeny.

Jako sportovní taping bývá označováno použití pevné lepicí pásy k fixaci kloubů a svalových skupin během provozování sportovních aktivit k prevenci a léčbě úrazů v oblasti pohybového aparátu. (Hnízdil, Lichtenberg, 1989) Je ale třeba poznamenat, že spojování pevných tapovacích materiálů s pojmem sportovní taping může být zavádějící. V oblasti sportu totiž není výjimkou ani využití pružných tapů nebo kombinace obou materiálů. Záleží pouze na tom, jaký cíl při aplikaci tapu sledujeme.

Pojem funkční taping původně odvodila od sportovního tapingu Helena Hermachová. (Jaklová, 1999) Materiál, používaný při tomto druhu tapingu (Fixomull Stretch), je částečně elastický, dobře přilnavý a prodyšný. (Jaklová, 1999, dle Hermachové, 1999). Tento materiál působí na lidský organismus ve srovnání s pevnou tapovací páskou méně násilně. (Jaklová, 1999). Při technice funkčního tapingu je využíván princip tzv. *pasivní opory*, které se dosahuje lepením textilní pásy přímo na kůži. Jedná se o vytvoření umělé bariéry, která zvenku poskytne dostatečnou oporu a tkáň předtím přetížená a nepohyblivá se uvolní. (Hermachová, 1996) Výhodou je způsob opory, který neomezuje pohyb a nedochází proto ke svalovým atrofiím. (Jaklová, 1999)

V poslední době se pojem funkční taping poněkud rozšířil a bývá často spojován také s použitím nových pružných tapovacích materiálů a s nimi pracujícími koncepty včele s asi nejrozšířenějším konceptem Kinesio Tapingu.

Překročíme-li stín rozporuplné terminologie a zůstaneme-li u dělení z hlediska použitého materiálu, můžeme definovat dva základní druhy tapingu:

- a) tapovací techniky pracující s pevnými tapovacími materiály, poskytující více pasivní opory
- b) tapovací techniky využívající pružné tapovací materiály, které, jak zmiňuje také Jaklová (1999), ve srovnání s pevnými poskytují menší pasivní oporu a ovlivňují systém méně násilně; neomezují krajní rozsahy pohybu v daném segmentu a ponechávají organismu větší prostor pro reakci na nově nastalou situaci

2.4 Indikace a kontraindikace

2.4.1 Indikace

2.4.1.1 Prevence poruch a přetížení pohybového aparátu

K prevenci můžeme taping využít jednak u zcela zdravého organismu, u kterého očekáváme vystavení nadměrné zátěži, nebo u organismu již dříve postiženého, který sice v běžném životě nemá žádné problémy, ale jeho funkční kapacita je určitým způsobem snížena a mohlo by dojít k přetížení či poškození už při mírně zvýšené zátěži. (Hnízdil, Lichtenberg, 1989)

2.4.1.2 Indikace léčebné a rehabilitační

Taping nachází využití také u široké škály strukturálních a funkčních poruch pohybového aparátu.

- **změny strukturální**, zejména:
 - akutní stavy: lehčí traumatické a zánětlivé afekce pohybového aparátu (v kombinaci s odpovídající místní a celkovou léčbou); nelze jej ale doporučit u těžších případů vyžadujících komplexní léčbu a absolutní zklidnění, například sádrovou fixací (Hnízdil, Lichtenberg, 1989)
 - insuficience vazivového aparátu různé etiologie (Matějů, 2004)

- strukturálně podmíněné poruchy svalového tonu: Jaklová (1999) uvádí možnost ovlivnění spasticity tahem pásky do opačného směru
- ***funkční poruchy pohybového systému*** zahrnující celou řadu stavů, charakterizovaných v následujících bodech:
 - nejsou podmíněny strukturálním poškozením
 - porucha se odráží na funkci pohybového systému
 - na vzniku se podílí vliv propiocepce, exterocepce a především aference nociceptivní
 - výsledkem je ochrana před přetížením v místě primární příčiny potíží s možností paradoxního přetížení a poškození jiných struktur (Jaklová, 1999, dle Brüggera, 1980, Jandy, 1982, Lewita 1996, Věleho, 1995)

Nejčastěji se jedná o strukturálně nepodmíněné poruchy svalového tonu (ať již ve smyslu hypotonie nebo hypertonie) a změny postavení v kloubu často se klinicky manifestující v podobě bolesti v oblasti pohybového aparátu.
- ***poruchy lymfatického oběhu a periferního krevního oběhu*** různé etiologie (Kase, Hashimoto, 1998; Kinesio Taping Association, 2008; Sielmann, Christiansen, 2004)

2.4.2 Kontraindikace

- alergie na použitý materiál
- poškození nebo onemocnění kůže
- při negativních pocitech po aplikaci pásky či vyprovokování bolesti je vhodné pásku odstranit a zvážit další využití
- infekční onemocnění, horečnaté stavy

Poznámka: Při aplikaci tapu je nutné přihlížet také k psychickému stavu pacienta. (Jaklová, 1999)

2.5 Zásady aplikace tapů a její jednotlivé aspekty

2.5.1 Obecné zásady aplikace

Aplikace lepicí pásky vychází ze znalostí anatomie a kineziologie pohybového aparátu. (Matějů, 2004) Předem je důležité si ujasnit smysl a cíl tapingu a z toho následně vycházet při volbě druhu tapu, typu a šířky materiálu. (Pilný, 2007)

Velmi důležitým bodem před vlastním tapováním je příprava kůže v cílové oblasti. Tapovanou část těla je vhodné oholit (páska lépe přilne, lépe se snímá a méně dráždí pokožku) a odmastit lékařským benzínem. Ten se používá také na umytí zbytků lepidla po odstranění tapu. Po sejmutí tapu a vyčištění pokožky je vhodné ji ošetřit regeneračním krémem, neboť se kůže působením lepidla vysušuje a je podrážděná. Všechny tyto úkony jsou nutné jako prevence alergizace pokožky. Na místa poškozená (oděrky, otoky) nebo exponovaná je nutné vždy přikládat podkladový materiál, který brání dalšímu poškození. (Pilný, 2007)

Při přikládání tapu musí být končetiny odlehčené a svaly uvolněné (Pilný, 2007) Poloha segmentu při tapování vychází z cíle, kterého chceme tapingem dosáhnout.

Pevnost použitého tapu může být modifikována nejen použitým materiálem, ale i způsobem aplikace. (Matějů, 2004)

2.5.2 Další aspekty aplikace

2.5.2.1 Materiály

V současné praxi se u jednotlivých tapovacích technik můžeme setkat s těmito materiály:

- **Pevné pásky** ze speciálního materiálu, který je pevný v tahu. (Pilný, 2007) Nachází využití k podpoře ligament a struktur kloubních pouzder. Limituje krajní rozsahy pohybu, tím působí preventivně z hlediska přetížení a traumatizace. Někdy se pevné lepicí pásky používá k zajištění konců pružných pásek, které mají tendenci k odlepování. Může být aplikován jako druhá vrstva přes pružný tape k jeho zpevnění. (Macdonald, 2004)
- **Elastické pásky** ze speciálních materiálů s určitým podílem elasticity, který se může v různých směrech lišit (mohou vykazovat pružnost v jednom směru, podélném nebo příčném, nebo v obou). (Macdonald, 2004) Tyto materiály kopírují elastický

pohyb kůže, čímž eliminují dráždění. (Pilný, 2007) Mohou působit podporu měkkých tkání bez omezení rozsahu pohybu. (Jaklová, 1999)

Může se jednat o materiály pro techniku tapingu přímo vyvinuté, např. Kinesio Tex Tape apod., nebo materiály, jejichž specifikace od výrobce je původně pro jiné účely, přesto jsou ale pro tuto techniku vhodné. To je případ také materiálu Fixomull Stretch (a dalších, jemu podobných, jako Omnifix či Hypafix), který využívá ve své praxi pro funkční taping Helena Hermachová.

Tyto materiály bývají navíc ve srovnání s pevnými páskami více prodyšné a méně alergizující. (Jaklová, 1999)

- **Lepidla** dnes bývají většinou součástí pásky (pásky jsou samolepící), nemusí to být ale pravidlem.
- **Podkladové materiály** v podobě různých typů molitanů různé tloušťky, které snižují přímý tlak na kůži, její dráždění a následné otlaky. (Pilný, 2007)

V této souvislosti se nabízí otázka, do jaké míry jsou mechanické vlastnosti a následné účinky tapu použitím podkladových materiálů změněny. Macdonald (2004) uvádí ve své publikaci studii, která zkoumala u 20 zdravých subjektů rozdíl ve vlastnostech tapu hlezenního kloubu, který měl limitovat krajní rozsah pohybu do inverze, s použitím podkladového materiálu a bez něj po 40 minutách cvičení. Výsledky studie ukazují, že z hlediska limitace krajních rozsahů pohybu, a tím podpory pasivních struktur pohybového aparátu, se vlastnosti tapu použitím podkladového materiálu nemění. (Macdonald, 2004, dle Manfroy, Ashton-Miller, Wojtys, 1997). K podobnému závěru dospěla dle Macdonalda (2004) i novější studie Ricard et al. (2000). Vlivy použití podkladového materiálu na další vlastnosti a účinky tapů zatím nebyly, alespoň ne běžně dostupnými studiemi, ověřeny.

Někdy se také používá kombinace pružné pásky, která je prodyšná a hypoalergenní jako podkladového materiálu lepeného přímo na kůži a teprve na ní je aplikována pevná páska. Tím je dosaženo větší mechanické podpory za současného jemnějšího působení na kůži.

- **Další materiály:** Pro některé druhy tapů může být vhodná také kombinace s dalšími materiály, které nebyly pro taping původně určené. Příkladem je tape pro podporu příčné klenby nohy nebo tape pro korekci hallux valgus, kde je možné využít kombinaci pružné pásky s posilovací gumou Thera-Band. (Čemusová, 2008)



Obr. 1



Obr. 2

Obr. 1: Funkční tape pro podporu příčné klenby

Obr. 2: Tape pro korekci hallux valgus

Dobrá znalost vlastností jednotlivých materiálů je pro efektivní taping důležitou podmínkou. Přesto jsou informace o mechanických vlastnostech těchto materiálů často velmi špatně dostupné.

Z tohoto pohledu je výjimečná diplomová práce Terezy Jaklové (1999), která se ve své praktické části zabývá zkoumáním mechanických vlastností pro techniku funkčního tapingu používaného materiálu Fixomull Stretch. Sleduje vlastnosti materiálu jak v laboratorních podmínkách při přesně dávkované zátěži, tak v podmínkách praktické aplikace a dochází k zajímavým závěrům. Především zjišťuje, že charakteristika materiálu přímo od výrobce, který udává jako jednu z vlastností elasticitu v příčném směru, neodpovídá zcela skutečnosti. Při vystavení pásky zátěži v příčném směru pozoruje, že dochází k protažení pásky v čase i při stále stejné zátěži. Z tvaru křivky vyplývá, že jde o tzv. „creep efekt“, kdy se deformace do určité míry zvětšuje v čase při působení stále stejného deformačního napětí. (Jaklová, 1999, dle Karas, Otáhal, 1991). „K největšímu prodloužení pásky dochází v první minutě zátěže, míra prodloužení se zvětšuje s velikostí zátěže, neroste však lineárně, ale s přibývajícím zátěží se postupně snižuje. Maximální hodnota prodloužení pásky je přibližně 100%, přičemž k takovému tečení při praktické aplikaci běžně nedochází. V klinických podmínkách se páska vlivem zátěže prodlouží přibližně o 10 %.“ (Jaklová, 1999) To souvisí se skutečností, že výsledný efekt je ovlivněn nejen mechanickými vlastnostmi pásky, ale i biomechanickými vlastnostmi kůže a zejména jejich vzájemnou vazbou, přičemž mechanickou vlastností kůže je schopnost návratu do původního stavu i po téměř 100% deformaci tahem. (Jaklová, 1999, dle Valenta, 1985)

Narozdíl od údajů výrobce z tohoto měření vyplývá, že elasticita zkoumaného materiálu v podmínkách zvyšující se zátěže není lineární a výrazně klesá s *narůstajícím*

prodloužením. Navíc při odlehčení, kdy páska zůstává zatížena, je elasticita téměř nulová. Projeví se teprve při úplném odlehčení. (Jaklová, 1999)

Tato zjištění jsou velmi cenná, neboť díky nim je možné efektivně přizpůsobit konkrétní postup lepení dané situaci. Pro docílení zpevnění segmentu je výhodné větší prodloužení pásky (přibližně o 50% původní délky), při snaze o co nejmenší omezení pohybu a maximální využití elasticity pásky je vhodné menší natažení (přibližně 20-30% původní délky). (Jaklová, 1999)

2.5.2.2 Doba ponechání tapu

Doba ponechání tapu uváděná jednotlivými autory se někdy značně liší. Zamyslíme-li se nad daným problémem, zjistíme, proč tomu tak je. Tuto otázku nelze totiž zcela jednoznačně zodpovědět, vzhledem k faktu, že efektivní doba ponechání tapu může být významně ovlivněna řadou faktorů, zejména:

- a) účelem, pro který byl tape aplikován
- b) materiálem použitým pro daný tape
- c) mechanickými nároky kladenými na tape a odolností použitého materiálu proti deformaci tahem
- d) individuální reaktivitou organismu a individuálně odlišnou schopností adaptace na nově navozenou situaci v oblasti pohybového aparátu

Například tape využívající pevnou lepicí pásku k limitaci krajních rozsahů pohybu, aplikovaný za účelem prevence přetížení ligamentových struktur při nadměrné zátěži (např. při sportu), má své opodstatnění především v době přímého vystavení zvýšené zátěži, tedy krátkodobě. Obecně platí, že bez použití podkladových materiálů není vhodné jej vzhledem k možným alergickým reakcím aplikovat déle než na dobu dvou dnů. Naopak, pokud použijeme pevný tape s podložením ochrannou vrstvou, například u některých lehčích posttraumatických stavů, může být ponechán v podstatě po celou dobu léčení, až několik týdnů, pokud ovšem neztrácí svoji funkčnost mechanickým poškozením (Hnízdil, Lichtenberg, 1989)

Můžeme tedy říci, že pokud přetrvává význam preventivní či léčebné indikace, je u pevných tapů hlavním limitujícím faktorem pro délku jejich efektivní aplikace možná alergická reakce na použitý materiál nebo ztráta funkčnosti tapu mechanickým poškozením. Při tom je ale třeba zdůraznit, že výše zmíněné druhy tapů (pevné) jsou spíše pasivním prvkem, který dále aktivně nerozvíjí vlastní funkční kapacitu

pohybového aparátu, a proto není na místě jejich aplikaci bez skutečného opodstatnění zbytečně prodlužovat.

Jiná situace nastává v případě pružných tapovacích materiálů. Zde je otázka délky efektivní aplikace poněkud složitější. Obecně bývá doba aplikace u pružných pásek (pokud hovoříme o aplikaci přímo na kůži) ve srovnání s pevnými tapy delší. Je tomu tak především proto, že pružné tapy ponechávají organismu větší prostor pro aktivní přizpůsobení se jimi nově navozené situaci. Tento proces je možné vyjádřit schématem vnímání nového-učení-změna. (Jaklová, 1999, dle Hermachové, 1999) Aby organismus mohl požadované změny aktivně dosáhnout, je třeba mu poskytnout dostatečný čas působení nového stimulu v podobě tapu. Původně byla z hlediska největšího účinku doporučována doba aplikace na tři až čtyři dny. V současné době se ale ukazuje, že přinejmenším při aplikaci s cílem ovlivnění svalového tonu pod aplikovaným tapem, je efektivní doba ponechání pružných tapů odlišná.

Slupik et al. (2007) zkoumali pomocí EMG na 27 zdravých probandech vliv tapu (Kinesio Tex Tape) v oblasti m. vastus medialis na svalový tonus tohoto svalu v časových odstupech 10 minut a následně 24, 72 a 96 hodin od aplikace, kdy největší efekt tapu z hlediska zvýšení svalového tonu byl zaznamenán 24 hodin od aplikace, potom se již účinek tapu postupně snižoval. Dalším zajímavým zjištěním této studie bylo zhodnocení svalového tonu v určitém časovém intervalu po odstranění tapu v době největšího účinku, tedy 24 hodin od aplikace. Ukázalo se, že pokud je tape po 24 hodinách působení odstraněn, dojde v následných 48 hodinách od odstranění k dalšímu zvýšení svalového tonu (namísto poklesu, ke kterému dochází při ponechání tapu).

V další studii Alexander, McMullan a Harrison (2008) pozorovali, že z hlediska změny svalové aktivity pod místem nalepení tapu má okamžitě po nalepení efekt pouze tape z pevného materiálu. U pružného materiálu tyto účinky ihned po nalepení neprokázali.

Takovéto studie jsou z hlediska co nejefektivnějšího zvládnutí techniky tapingu velkým přínosem. Bohužel zatím chybí objektivní zhodnocení efektivní doby ponechání tapu k dosažení dalších možných v současnosti diskutovaných účinků tapingu jako je ovlivnění propriocepce, bolesti, periferního krevního oběhu, lymfatického oběhu atd.

2.5.2.3 Způsoby aplikace tapu

Jednotliví autoři popisují různé způsoby aplikace tapu, jejichž výběr se v konkrétním případě řídí především požadovaným účinkem. Právě účinky různých druhů tapů jsou stále předmětem diskuse. Někdy jsou dokonce popisované účinky stejného tapu u různých autorů protichůdné. Na tomto místě se proto zaměřím pouze na shrnutí možných způsobů aplikace, které ale nebudou, v případech kde je dostupná literatura rozporuplná, spojovány s předpokládanými účinky.

Problematiku aplikace tapů je možné rozdělit do následujících bodů: oblast aplikace tapu, orientace podélné osy tapu vzhledem ke svalovým vláknům, tah aplikované pásky a tvar tapu.

a) Oblast aplikace tapu

Tape může být aplikován na oblast kloubu, nad kostní strukturu, šlachu nebo svalovou tkáň.

V oblasti kloubu bývá tape aplikován s cílem jeho zpevnění, kdy vymezuje krajní rozsahy pohybu v kloubu bez omezení fyziologického rozsahu pohybu. (Hnízdil, Lichtenberg, 1989). Tape v oblasti kloubu bývá aplikován také k mechanické korekci postavení v kloubu nebo daném segmentu (Amiaka, Gribble, 2005, dle McConnell, 1986; Macdonald, 2004). Další účinky tapingu v oblasti kloubu (vliv na bolest, propriocepci, koordinaci) jsou diskutabilní a budou podrobněji rozebrány níže. V průběhu šlachy může být tape aplikován k jejímu odlehčení (Macdonald, 2004; Sielmann, 2004). Tapovat můžeme také nad svalovou tkání. (Kinesio Taping, 2007; Alexander, McMullan, Harrison, 2008) Problematika účinku tapu na svalovou tkáň bude podrobně popsána v kapitole 2.6.

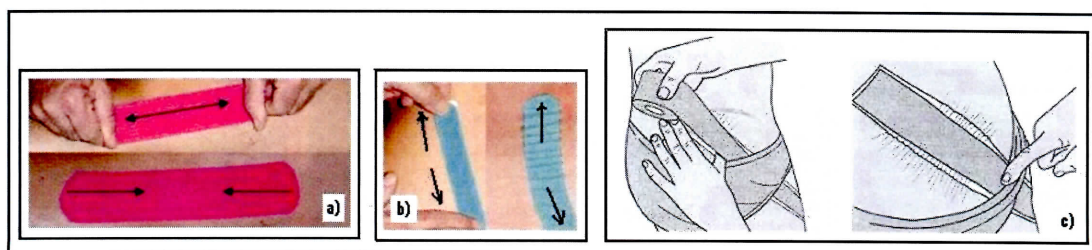
b) Orientace podélné osy tapu vzhledem ke svalovým vláknům

Pokud aplikujeme tape nad svařem, je důležité sledovat orientaci tapu vzhledem k průběhu svalových vláken. Efekt tapu orientovaného napříč a tapu orientovaného podélně k svalovým vláknům se může zásadně lišit. (Alexander, McMullan, Harrison, 2008)

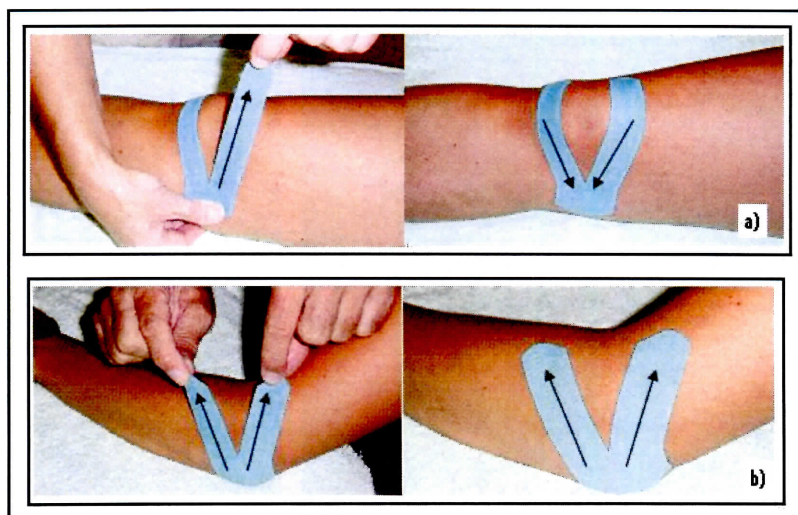
c) Tah aplikované pásky

Tape můžeme na kůži nalepit buď prostým přiložením, tedy bez tahu, nebo s využitím tahového působení. U tapu aplikovaného v průběhu svalu může tah působit

ve smyslu svalové kontrakce, ve smyslu zkrácení, nebo naopak, ve smyslu prodloužení. Prvního příkladu docílíme u elastických materiálů protažením tapu před vlastní aplikací (Obr. 3a) nebo stažením (nařasením) kůže nad ovlivňovaným svalem ve smyslu svalové kontrakce a následnou aplikací tapu (Obr. 3c), druhý příklad využívá aplikace neprotáženého tapu na protaženou kůži nad ovlivňovaným svalem (Obr 3b). Ve výše zmíněných případech působí tah vyvíjený tapem směrem od středu nebo do středu pásky. Dále je možné přilepit pásku na jednom konci, vytvořit předpětí a pak přilepit zbylou část tapu. Tím docílíme tahu od jednoho konce tapu k druhému. (Obr. 4a, b)



Obr. 3: a) tape z elastického materiálu působící do zkrácení, protažený před nalepením na kůži (Breitenbach, 2007); b) tape lepený na protaženou kůži, který po návratu segmentu do neutrální polohy působí ve smyslu protažení (Breitenbach, 2007); c) tape lepený přes nařasenou kůži (zde příklad tapu při laterální instabilitě pánve) (Macdonald, 2004)

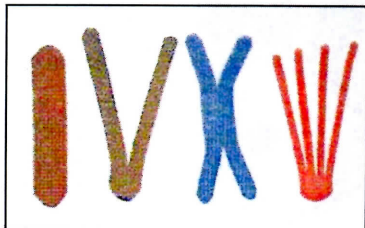


Obr.4: a, b) Příklady dalších možností působení tapu tahem (Breitenbach, 2007)

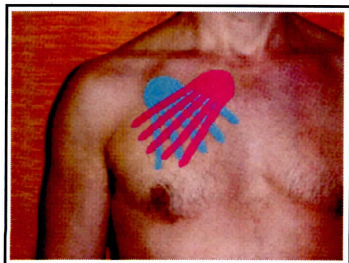
d) **Tvar tapu**

Tape můžeme aplikovat jako jednoduchou pásku, ve tvaru písmene I, nebo dále upravit do tvaru V, Y nebo X (Obr. 5). Tape nastříhaný od jednoho konce na řadu

úzkých pásků bývá popisován ve spojení s ovlivněním otoku a podporou lymfatického oběhu (Obr. 6).

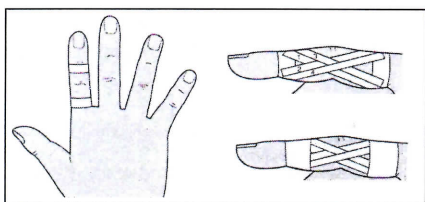


Obr. 5: Příklady možných tvarů tapů před aplikací (Sielmann, Christiansen, 2004)



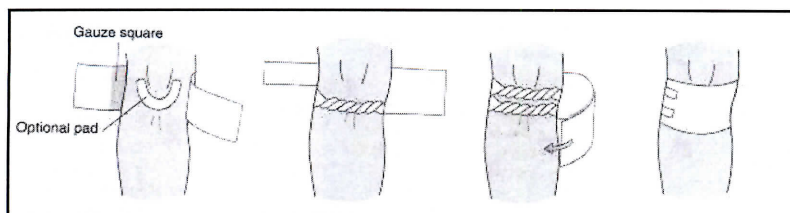
Obr. 6: Taping pro podporu lymfatické cirkulace (Breitenbach, 2007)

Při tapování v oblasti kloubu se využívají, především ve sportu, tzv. „kotvící pásky“, na které jsou dále přikládány konce dalších náplastových tahů. Po dokončení tapingu se konce tahů znovu překryjí kotvící páskou (Obr. 7).

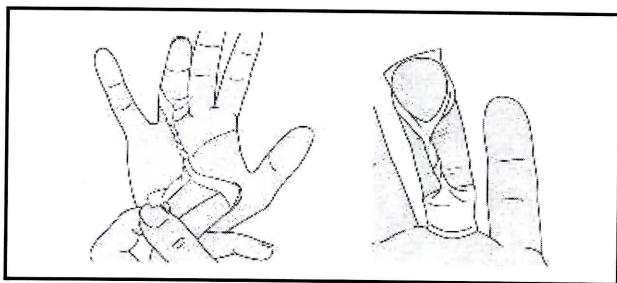


Obr. 7: Příklad tapu s využitím kotvících pásek (Macdonald, 2004)

Výše uvedené druhy tapů, jsou pouze ukázkou nejčastějšího způsobu využití. Tvarových modifikací tapů využívaných v praxi je celá řada. Příklady dalších, méně obvyklých tapů jsou na Obr. 8 a 9.



Obr. 8: Další způsoby tapingu I; tape kolenního kloubu při retropatelární bolesti (Macdonald, 2004)



Obr. 9: Další způsoby tapingu II; tape aplikovaný při přetížení šlach flexorů prstů u lezců (Macdonald, 2004)

2.6 Účinky tapovacích technik

Metoda tapingu byla původně vyvinuta k fixaci a odlehčení přetěžovaných struktur pohybového aparátu. Teprve s přibývajícími zkušenostmi s tapovacími technikami se ukázalo, že oblast působení tapů je pravděpodobně mnohem širší. Praktické poznatky, ale i určitý počet dosud provedených studií, vypovídají o vlivu tapu na svalovou aktivitu, propriocepci, bolest, lymfatický oběh a lokální mikrocirkulaci. Z dostupných informací můžeme s určitostí říci, že aplikace náplastových tahů na povrch těla výše uvedené skutečně ovlivňuje. Současné názory na to, v jakém smyslu daný tape působí a jakým mechanismem tohoto účinku dosahuje, jsou ale zatím často rozporuplné.

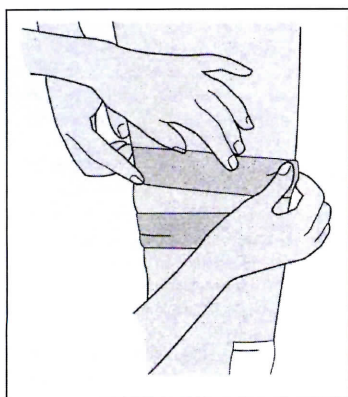
2.6.1 Vliv tapingu na svalovou aktivitu

Základní otázka, která se z pohledu vlivu tapingu na svalovou aktivitu nabízí, je, zda může aplikovaný tape v tomto smyslu působit na sval aktivačně nebo inhibičně. K jejímu zodpovězení je třeba se zamyslet nad touto problematikou jednotlivě u konkrétních způsobů tapingu.

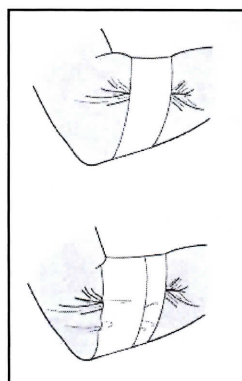
Ukazuje se, že jedním ze zásadních faktorů z hlediska svalové aktivity, může být orientace podélné osy tapu vzhledem ke svalovým vláknům, nad kterými tape leží.

Zaměříme-li se na tape aplikovaný kolmo na svalová vlákna, dostaneme z dostupné literatury dva různé závěry. Jedním z nich je zjištění, které ve své studii učinili Tobin a Robinson (2000). Sledovali tape, který se skládal ze dvou až tří pásek aplikovaných v distální části stehna, příčně přes svalová vlákna vastus lateralis (Obr. 10). Pevná páska byla aplikována zdravým jedincům tak, aby působila v daném místě velkým tlakem a dále byla sledována aktivita m. vastus lateralis. Ukázalo se, že výše popsaný tape působí v daném případě na aktivitu m. vastus lateralis inhibičně.

(Macdonald, 2004, dle Tobin, Robinson, 2000) Na podobném principu je postavena také tapovací technika při epikondylitis popisovaná Macdonaldem (2004), blíže na Obr. 11. Efekt této techniky byl zatím ale popsán pouze na základě praktických zkušeností. V tomto případě se jedná o podobný mechanismus jako u běžně používané epikondylární pásy. Podstatou všech zmíněných technik je působení příčně přes svalová vlákna poměrně velkým tlakem.



Obr. 10



Obr. 11

Obr. 10: *Inhibiční technika pro vastus lateralis dle McConnelllové (Macdonald, 2004, dle Tobin, Robinson, 2000)*

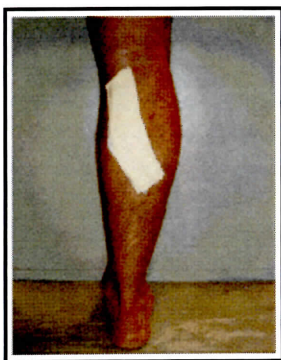
Obr. 11: *Jednoduchá tapovací technika při epikondylitis (Macdonald, 2004)*

Jiná situace nastává, je-li tape aplikován napříč svalovým vláknům, ale s povrchovým účinkem, cíleným především na kůži nad ovlivňovaným svaem (není použitý tak velký tlak tapu do hloubky jako u předchozích příkladů). Zhodnocením efektu tohoto způsobu tapingu cíleného na m. triceps surae, přesně na mediální část m. gastrocnemius (Obr. 12), se zabývali ve své studii Alexander, McMullan a Harrison (2008). Měření bylo provedeno za použití elastického a následně i pevného tapovacího materiálu. Závěrem studie bylo, že takto aplikovaný tape (v případech obou materiálů) nemá na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu žádný vliv.

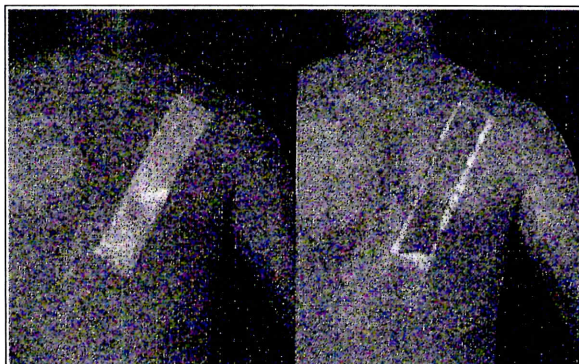


Obr. 12: *Tape orientovaný napříč svalovým vláknům mediální části m. gastrocnemius (Alexander, McMullan, Harrison, 2008)*

Další posuzovanou skupinou jsou tapy lepené na kůži souhlasně s průběhem svalových vláken. O tomto způsobu aplikace je často možné se dočíst, nebo také v praxi se často setkáváme s názorem, že působí na sval facilitačně. Jindy je formulace opatrnější s tím, že takový tape podporuje funkci pod ním ležícího svalu. V tomto případě je skutečně opatrnost ve vyjadřování na místě, protože, jak se ukazuje, zlepšení funkce svalu nemusí být nutně spojeno s jeho facilitací. Tuto skutečnost naznačují ve své studii Alexander et al. (2003), kteří se zamýšlí nad otázkou, jestli tape aplikovaný ve směru svalových vláken dolní části m. trapezius působí na tento sval aktivačně nebo inhibičně. Na fakt, že zlepšení funkce daného svalu nemusí nutně souviset se zvýšením úrovně svalového tonu, upozornili také již dříve Host (1995) a, dle Alexander et al. (2003), také Morrissey (2000). Nakonec právě Alexander se svými spolupracovníky (Alexander et al., 2003; Alexander, McMullan, Harrison, 2008) prokázal ve dvou svých studiích inhibiční vliv tapu aplikovaného ve směru svalových vláken, ale pouze v případě pevné sportovní pásky (stejný tape z elastického materiálu neměl na svalovou aktivitu žádný vliv). Jednalo se o tapy na mediální části m. gastrocnemius (Obr. 13) a dolní části m. trapezius (Obr. 14)



Obr. 13



Obr. 14

Obr. 13: Tape orientovaný shodně s průběhem svalových vláken mediální části m. gastrocnemius (Alexander, McMullan, Harrison, 2008)

Obr. 14: Tape orientovaný shodně s průběhem svalových vláken dolní části m. trapezius (Alexander et al., 2003)

Svalová aktivita může být ale ovlivněna i tapem, který není aplikován čistě nad svalem, ale tento efekt byl prokázán také u tapů měnících svým působením (tahem) postavení v kloubu nebo určitém segmentu nebo daný segment či kloub stabilizujících.

Tapovací technikou spadající do této skupiny, na kterou již bylo provedeno velké množství nejrozličněji zaměřených studií, je patelární tape dle McConnelllové (působící na patellu tahem směrem mediálně). Tento tape může měnit poměr aktivace mezi m. vastus lateralis a m. vastus medialis obliquus. (Christou, 2003; Amiaka, Gribble, 2005; Keet et

al., 2007) Ukazuje se, že výraznějšího efektu dosahuje taping dle McConnelllové při svalové práci v uzavřeném svalovém řetězci. (Keet et al., 2007) Závěry týkající se toho, jakým způsobem je svalová aktivita v oblasti kolenního kloubu tímto způsobem ovlivněna, jsou však opět rozporuplné. Dle Christou (2003) působí patelární taping s mediálním tahem opačně u zdravých jedinců a u jedinců s patelofemorální bolestí (u kterých bývá aktivita m. vastus medialis obliquus oproti m. vastus lateralis běžně snížena). U zdravých má taping dle Christou (2003) působit na m. vastus medialis obliquus inhibičně, zatímco při patelofemorálním syndromu naopak aktivačně. V novější studii Keet et al. (2007) ale dospěli k závěru, že McConnelllové taping působí v případě zdravých jedinců, stejně jako při patelofemorální bolestivosti, a to inhibičně ve smyslu m. vastus medialis obliquus (při stejné nebo dokonce mírně zvýšené produkci síly). Současně s aplikací tapu tedy dochází, dle závěrů Keet et al. (2007), ke zvýšení efektivity svalové práce m. vastus medialis obliquus.

Také taping hlezenního kloubu může mít dle závěru několika studií, jak uvádí Wilkerson (2002), vliv na svalovou aktivitu, v tomto případě peroneálních svalů. Dle Wilkerson (2002) prokázali Lohrer, Alt a Gollhofer (1999) při aplikaci tapu vyšší aktivaci (hodnoceno pomocí EMG) m. peroneus longus i brevis při chůzi, Glick, Gordon a Nishimoto (1976) zjistili (pomocí EMG a kinematografie) delší aktivaci v čase u m. peroneus brevis během stojné fáze končetiny při chůzi s tapem aplikovaným na hlezenní kloub a konečně Karlsson a Andréasson (1992) hodnotili latenci aktivace m. peroneus longus a brevis při náhlém rychlém inverzním pohybu v hlezenním kloubu. Dle této studie se snížila latence v zapojení m. peroneus longus i brevis při náhlém inverzním pohybu v hlezenním kloubu ve stavu za použití tapu a to tím výrazněji, čím větší byla primární instabilita daného hlezenního kloubu směrem do inverze.

Zajímavé zjištění poskytla také studie Itoh et al. (2004) hodnotící vliv krátkého elastického tapu, který byl před nalepením v podélném směru maximálně protažen a následně aplikován na laterální stranu kolenního kloubu, na latenci napínacího reflexu hamstringů při rychlém posunu tibie oproti femuru anteriorně, u pacienta se sedm let starou kompletní rupturou předního zkříženého vazů. Studie prokázala výrazné snížení latence odpovědi hamstringů na prudký posun tibie oproti femuru vpřed po aplikaci výše zmíněného tapu, a to téměř na hodnoty odpovídající měření provedenému u stejného probanda na zdravém kolenním kloubu. Tento efekt byl dále vyrušen subkutánní aplikací lokálního anestetika (lidocainu) v oblasti umístění tapu. Vzhledem k tomu, že se jedná o případovou studii založenou na sledování jediného pacienta, je

třeba brát její závěry spíše jako informativní. Přesto ale fakt, že aplikace krátkého elastického tapu, bez výraznějšího mechanického vlivu na pohybový aparát, může mít na svalovou aktivitu také poměrně velký vliv, jistě stojí za další pozornost.

Jak již bylo zmíněno výše, hraje z pohledu účinku tapu na svalovou aktivitu svou roli také to, je-li tape aktivován na zdravý organismus, kde je, alespoň v určitých mezích, zachována v daném segmentu svalová rovnováha, nebo je-li u ovlivňovaného organismu přítomna porucha, která může být dále příčinou svalových dysbalancí. Za těchto dvou odlišných situací může mít potom stejný tape sice stejný účinek, ale různou efektivitu (Karlsson, Andréasson, 1992, dle dle Wilkerson, 2002), nebo dokonce účinek opačný, jak pozoruje Christou (2003).

Pro efektivní aplikaci z hlediska ovlivnění svalové aktivity má svůj význam také doba ponechání tapu na kůži. Tato problematika je podrobně rozpracována v kapitole 2.5.2.2.

S určitým ohlédnutím v závěru kapitoly je třeba zdůraznit složitost problematiky a možný vliv řady faktorů při posuzování vztahu mezi aplikovaným tapem a svalovou aktivitou. Přes veškerou snahu o alespoň částečné zobecnění se nakonec, s přihlédnutím ke všem zmíněným aspektům, dostáváme opět k významu individuálního přístupu.

2.6.2 Vliv tapingu na propriocepci

Z hlediska vlivu na propriocepci byl dosud nejlépe zhodnocen především patelární taping a jeho vliv na kolenní kloub. V této problematice se opět setkáváme jednak s různými, někdy až protichůdnými výsledky studií a dále pak se dvěma směry uvažování o mechanismech, kterými je tento účinek dosažen (buďto cestou neurofyziologickou-změnou aference, nebo mechanickým působením tapu). Callaghan et al. (2002) hodnotili vliv patelárního tapingu u zdravých jedinců na polohocit pro pasivně a aktivně nastavenou polohu v kloubu a přesnost rozlišení začátku pohybu v kloubu a srovnávali stav s aplikovaným tapem (z pružného materiálu Hypafix) a bez něj. Nezjistili žádný výrazný rozdíl ve výsledcích výše zmíněných tří testů u stavu bez tapu a s tapem. Pokud ale byla původní skupina dále rozdělena dle získaných hodnot na část s horší s lepší proprioceptivní percepcí, bylo zjištěno, že u skupiny s horší propriocepcí (nepřesnost rozlišení úhlu v kloubu byla 5° a více) bylo možné pozorovat s aplikací tapu určité zlepšení. Na tento fenomén, kde i u skupiny zdravých jedinců můžeme pozorovat různou kvalitu propriocepce, což může dále vést u tohoto typu studií při srovnávání celé skupiny, bez dalšího rozdělení dle kvality propriocepce, k získání

statisticky bezvýznamného souboru dat, upozorňují dle Callaghana (2002) již dříve Perla, Frank, Fick (1995). Studie Callaghan et al. (2002) se v diskusi nad možnými mechanismy účinku odkazuje na výsledky studií hodnotících vliv elastických obvazů a neoprenových bandáží kolenního kloubu na jeho propriocepci, které prokázaly zlepšení propriocepce během statických (Callaghan et al., 2002, dle Birmingham et al., 1999) i dynamických (Callaghan et al., 2002, dle Jerosh, Prymka, 1996) testů. To je v případě bandáží považováno spíše za následek taktilní stimulace v oblasti kolenního kloubu, než mechanického účinku. (Callaghan et al., 2002, dle Lephart et al., 1992 a Barrett, Cobb, Bentley, 1991) K tomuto mechanismu účinku se v závěru přiklání také Callaghan et al. Jejich výzkum ale bohužel nezahrnuje kontrolní skupinu s „placebo“ tapem (tedy tapem aplikovaným jiným způsobem, než u kterého očekáváme daný účinek) a tím pádem neumožňuje blíže odhalit mechanismus, jakým je v tomto případě propriocepce ovlivňována.

K jinému závěru dospěla studie Hinman et al. (2004), která hodnotila vliv patelárního tapingu (pevné sportovní pásky s podkladovou vrstvou z materiálu Fixomull Stretch) na propriocepci u kolenních kloubů s osteoartrózou. V případě terapeutického tapingu (do studie byla zahrnuta také kontrolní skupina s „placebo“ tapem) u kolenních kloubů s osteoartrózou, bylo naopak zjištěno zhoršení propriocepce a to jak okamžitě po aplikaci, tak po třech týdnech soustavného tapování. Tyto výsledky neovlivnilo ani následné rozdělení probandů do skupiny s horší a lepší propriocepcí. Z hlediska srovnání je však třeba brát v úvahu, že materiál použitý Callaghanem et al. měl jiné vlastnosti a studie byla prováděna narozdíl od Hinman et al. (2004) u zdravých jedinců.

Pro aplikaci v praxi je tedy nutné počítat nejen s možností zlepšení, ale také s případným opačným vlivem aplikovaného tapu na propriocepci. Každopádně je v tomto ohledu ke stanovení závěrů potřeba provést další studie.

2.6.3 Vliv tapingu na bolest

Vliv tapingu na intenzitu bolesti byl opět nejvíce hodnocen v oblasti kolenního kloubu, a to zejména u patelofemorálního syndromu. První, kdo zmiňuje možný vliv patelárního tapingu na bolest při patelofemorálním syndromu byla McConellová (Overington, Goddard, Hing, 2004, dle McConnell, 1986). Overington, Goddard, Hing (2004) obsáhli problematiku tapingu a bolesti u patelofemorálního syndromu v rozsáhlé a kvalitně zpracované rešeršní studii, která zprostředkuje vyjádření mnoha autorů jednak k okamžitému (popř. krátkodobému), ale i k dlouhodobému efektu tapingu na

bolest u patelofemorálního syndromu. Dle zmíněné rešerše se studie, zabývající se krátkodobým vlivem tapingu na bolest, ve svých závěrech shodují a prokazují jeho pozitivní efekt. Většinou se týkají metody patelárního tapingu dle McConellové (působící na patelu tahem mediálně), jsou ale i studie hodnotící efekt patelárního tapingu bez tahu nebo s tahem laterálním. Při tomto srovnání už se objevují určité rozdíly. Tape aplikovaný na patelu bez jakéhokoliv tahu působí z hlediska ovlivnění bolesti vždy pozitivně, dle různých autorů, ve srovnání s tapem dle McConellové, se ale od aplikace s mediálním tahem liší intenzitou účinku. Christou (2004) shledává aplikaci s neutrálním tahem stejně efektivní, Wilson et al. (2003) více efektivní a Cowan et al. (2002) méně efektivní než při tahu mediálně. (Overington, Goddard, Hing, 2004) Dle údajů rešerše může překvapivě dokonce i taping s tahem laterálním snižovat intenzitu bolesti, jak popisuje Wilson (2003), avšak Christou (2004) tento účinek neprokázal. Co se týče vyjádření k hlavnímu mechanismu ovlivnění bolesti, přestože Overington, Goddard a Hing (2004) nevylučují neurofyzilogický mechanismus účinku ve smyslu ovlivnění aference, nepřiklání se přímo k vrátkové teorii bolesti. (Taping s laterálním tahem je také taktilním podnětem a přesto, jak se ukázalo, vždy bolest netlumí.)

Vliv na bolest byl dále zhodnocen také poměrně novou studií zabývající se účinkem tapingu, využívající materiál Kinesio Tex-Tape, na bolest při pohybu do abdukce v ramenním kloubu u impigement syndromu a syndromu rotátorové manžety. (Thelen, Dauber, Stoneman, 2008) Byl sledován jednak okamžitý účinek, dále pak změny efektivity tapu kontinuálně po dobu 6 dnů. Taping ramenního kloubu dle konceptu Kinesiotapingu byl srovnáván s „placebo“ tapem a stavem bez tapu. Účinek terapeutického tapingu ve srovnání s ostatními dvěma stavy se ukázal jako výrazně pozitivní z hlediska snížení intenzity bolesti, a to nejvíce po dobu tří dnů, dále se již efekt tapu pouze snižoval. Autoři udávají, že při aplikaci delší než šest dní nevykazuje zmíněný způsob tapingu z hlediska pozitivního ovlivnění bolesti žádný efekt. V diskusi nad možnými mechanismy účinku zmiňují jak vrátkovou teorii bolesti, tak mechanickou podporu ramenního kloubu při pohybu do abdukce.

2.6.4 Vliv tapu na lymfatický a periferní cévní systém

V literatuře se můžeme setkat také se zmiňovanými vlivy tapingu na lymfatickou cirkulaci a průtok v periferním cévním systému s pozitivním vlivem při otoku, hojení poškozených tkání, zlepšení efektivity svalové práce apod. (Kase, Hashimoto, 1998;

Kinesio Taping Association, 2008; Sielmann, Christiansen, 2004) Tvrzení o těchto účincích ale vycházejí zejména z praktických zkušeností, nebyly však doposud lépe objektivizovány. V podstatě jediná dostupná studie (Kase, Hashimoto, 1998) hodnotí okamžitý vliv tapingu (10 minut po aplikaci) na průtok krve v periferních arteriích. (Při tapingu m. pectoralis major byla sledována a. radialis, při tapingu m. gastrocnemius popřípadě v oblasti fossa poplitea byl hodnocen průtok na a. dorsalis pedis a při tapingu v oblasti m. sternocleidomastoideus, průtok v a. temporalis superficialis) U některých jedinců byl vliv na periferní průtok výrazně pozitivní, jindy spíše neutrální, nikdy však taping neovlivnil průtok v periferních arteriích negativním způsobem.

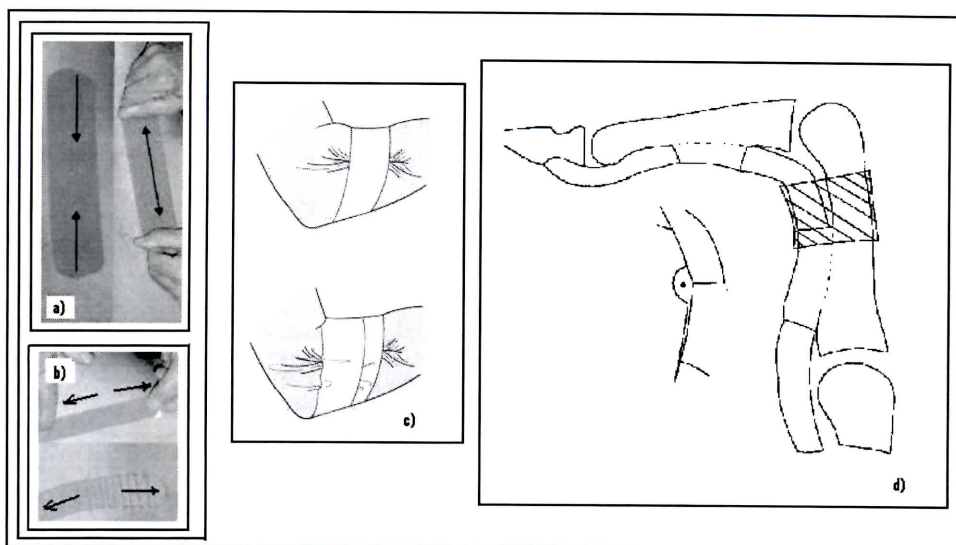
2.7 Diskutované mechanismy účinků tapingu

Jestliže připustíme, že závěry studií týkající se účinků jednotlivých tapovacích technik jsou rozporuplné, potom na adresu mechanismů, jakými jsou tyto účinky dosahovány, musíme poznamenat, že jsou v současnosti často pouze předmětem diskusí. Přesto je ale orientovanost v problematice týkající se možných mechanismů účinku nezbytným požadavkem pro co nejefektivnější klinické uplatnění metody, vytvoření vlastních závěrů a jejich další kritické hodnocení.

2.7.1 Pohled biomechanický

Při pohledu biomechanickém, můžeme techniku tapingu popsat tak, že tape přebírá v cílové oblasti část silových nároků a upravuje biomechanické vztahy zatížení. (Matějů, 2004) Základním principem mechanického účinku je pasivní opora vytvořená páskou aplikovanou na kůži. Přitom dochází k vytvoření komplexu páska-kůže (Jaklová, 1999) a kombinaci mechanických vlastností použitého materiálu a tkání. Někdy může být mechanický účinek tapu poměrně výrazný (pevný sportovní tape, aplikovaný například za účelem zpevnění kloubu), jindy menší (použití pružného tapovacího materiálu a jeho aplikace na kůži bez tahu).

Zvolením určité úrovně tahu nebo tlaku do hloubky při aplikaci pásky můžeme modifikovat cílovou oblast mechanického účinku tapu (Obr. 15), a to buď pouze na kůži, nebo také na vazivový aparát, fascii, šlachy, sval, kloub (zpevnění v dané poloze nebo korekce postavení) nebo kostní strukturu (např. repozice pately při některých druzích patelárního tapingu).



Obr. 15: a), b): *mechanický účinek tapu cílený na kůži* (Breitenbach, 2007), c) *mechanický účinek tapu cílený na svalovou tkáň* (Macdonald, 2004), d) *mechanický účinek tapu cílený na šlachy* (Schweizer, 2000)

Aplikací tapu vzniká v oblasti pohybového aparátu, kde byla předtím, i když možná za cenu přetížení některých dalších struktur, vytvořena svalová rovnováha, nová situace, na kterou je organismus nucen určitým způsobem reagovat.

Zjednodušeně lze tento problém vyjádřit takto: pro zajištění statické situace, tedy polohy segmentu, je nutné, aby součet velikostí všech sil byl roven nule. Svalová činnost tedy kompenzuje ve statických podmínkách vliv všech působících sil. Jejím výsledkem je obecně síla F , která je součtem sil jednotlivých svalů. Díky přidání paralelní vnější síly na danou oblast, je potom, z hlediska udržení výše zmíněné rovnováhy, nutná určitá změna svalové aktivity. (Jaklová, 1999)

Jak bylo zmíněno výše, na tomto efektu se podílí mechanické vlastnosti použitého materiálu i zúčastněných tkání.

2.7.1.1 Mechanické vlastnosti tapovacích materiálů

V současné době je k dostání široká škála poddajných, částečně elastických nebo pevných materiálů, použitelných pro tapovací techniky. Jen zřídka je ale u těchto materiálů k dispozici popis mechanických vlastností, a pokud ano, nemusí, jak ve své práci poukazuje Jaklová (1999), tato charakteristika zcela odpovídat skutečnosti. Podrobněji už byla tato skutečnost zmíněna v kapitole 2.5.2.1. Na tomto místě jen znovu uvedu její závěr, kdy měřením „elastického“ materiálu Fixomull Stretch od firmy Biersdorf bylo zjištěno, že se v tomto případě nejedná o elasticitu v pravém slova

smyslu a navíc vlastnosti materiálu se v různých směrech liší. Jaklová zjistila, že páska se chová do určité míry prodloužení více elasticky, dále pak spíše plasticky (při působení stále stejného deformačního napětí vykazuje tzv. creep efekt) Bohužel podobné studie pro další používané materiály nejsou k dispozici.

2.7.1.2 Mechanické vlastnosti kůže

Kůže se skládá ze dvou hlavních vrstev, kterými jsou povrchový epitel – pokožka (epidermis), nasedající na vazivovou vrstvu – škáru (dermis). Epidermis tvoří vícevrstevný dlaždicový epitel s proměnlivou tloušťkou buněk, které jsou na povrchu zrohovatělé a tvoří ochranu před vlivy z vnějšího prostředí. Epidermis je posunlivá po řídkším podkožním vazivu. Dermis se skládá převážně z elastických a kolagenních fibril. Vlnitý průběh kolagenních vláken zajišťuje tažnost kůže, elastické fibrily jsou vyrovnávacím zařízením, když tah v kůži povolí. Fibrily jsou upraveny ve snopce, které se proplétají a přitom šikmo kříží, takže síť snopců se skládá z úzkých, rombických ok, orientovaných zpravidla v jednom směru. (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997; Jaklová 1999, dle Valenta, 1985)

Kůže má některé zajímavé mechanické vlastnosti. Funkcí kolagenu je zabránit poškození tkáně při mimořádných namáháních a funkcí elastinu je vrátit kůži takový tvar, který měla na počátku deformace. V první fázi (asi do 50% deformace) se kolagenní vlákna natáčí do směru silového toku a tím jsou namáhána vlákna elastinu, který je schopen návratu do původního stavu i po 100% deformaci. (Jaklová 1999, dle Valenta, 1985)

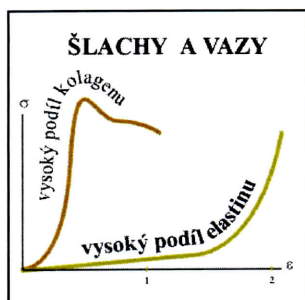
Při běžném způsobu aplikace tapu dochází především ke kombinaci mechanických vlastností použitého materiálu a kůže. Jedná se o vznik již výše zmíněného komplexu páska-kůže. Tím je, díky elasticitě kůže a její schopnosti návratu do původního stavu po určité deformaci tahem, výrazně snížena tahová deformace tapu, který sám o sobě ideálně elastický není. Jak uvádí Jaklová (1999), při vystavení materiálu Fixomull Stretch zátěži (bez nalepení na kůži), může být hodnota prodloužení pásky až 100%. Při praktické aplikaci ale k tak výraznému tečení nedochází. Prodloužení se po aplikaci pásky na kůži, po určitém čase užívání tapu, zvětšuje přibližně o 10 %. Samozřejmě záleží na šířce tapu, oblasti aplikace na těle a druhu zátěže, jaké je tape vystaven.

Při použití vyššího tlaku tapu směrem do hloubky, tahu určitým směrem nebo při aplikaci v oblasti kloubu, musí ale tape překonávat také mechanický odpor hlouběji uložených tkání (fascií, vazů, šlach a svalů), na které působí nepřímo. I v tomto případě může tape odebrat část silových nároků působících na tyto tkáně, přičemž mohou hrát svou roli právě jejich reologické vlastnosti.

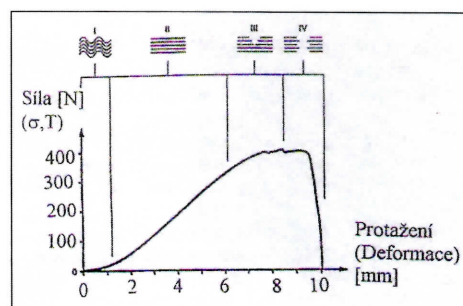
2.7.1.3 Mechanické vlastnosti vazů a šlach

Vazy a šlachy obsahují vlákna elastická i kolagenní. Právě na podílu těchto dvou strukturálních komponent závisí reologické vlastnosti vazů a šlach. Ty jsou dále ovlivněny umístěním tkáně, stářím a zátěžovou historií. (Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 2004) Vlákna u těchto tkání bývají výrazně směrově orientována dle převažujícího zatížení. (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997) Vazy a šlachy jsou uzpůsobeny přenášení zatížení v tahu a vzhledem k viskoelastickým vlastnostem se projevuje jak tečení, tak zpevnění podle způsobu aplikace vnějšího zatížení. (Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 2004)

Tuhost vazů a šlach se mění nelineárně v závislosti na velikosti síly. Po vyrovnaní kolagenních vláken dochází ke zpevnění vazů – lineární závislost. Poté dochází k tvorbě mikrotrhlin až k přetržení vazů. Při cyklickém zatížení nedosahujícím oblasti destrukce dochází k postupnému zpevňování vazů, přičemž k ustálení dochází po 6-10 cyklech (tzv. preconditioning). (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997)



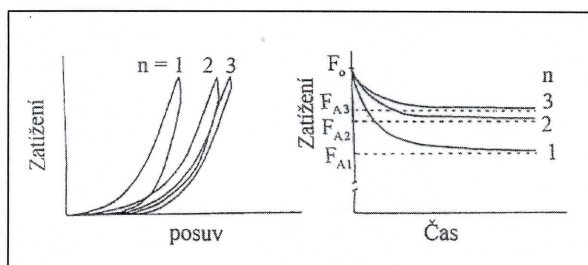
Obr. 16



Obr. 17

Obr. 16: Závislost deformace ϵ na deformační síle σ u vazů a šlach s různým podílem kolagenu a elastinu (Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 2004)

Obr. 17: Závislost deformace ϵ na deformační síle σ s naznačením pásma zpevnění při vyrovnaní kolagenních vláken (II), pásma tvorby mikrotrhlin (III) a pásma nevratného poškození (IV), (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997)



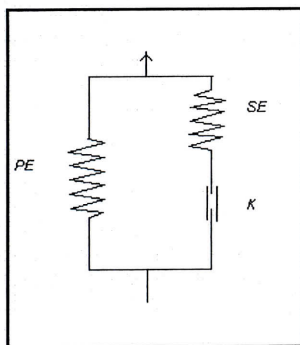
Obr. 18

Obr. 18: První graf ukazuje zpevnění vazy (šlachy), tzv. *preconditioning*, v závislosti na opakovaném zatížení, kdy se křivka napětí-deformace posouvá doprava; druhý graf ukazuje křivky relaxace (*creep*) po určitém počtu cyklů zátěže, kdy počtem cyklů je rovněž ovlivněno limitní napětí při relaxaci (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997)

2.7.1.4 Mechanické vlastnosti svalové tkáně

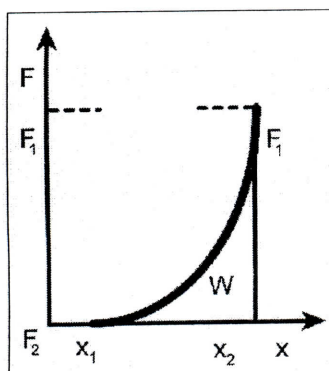
Svalová tkáň je komplexem, jehož základní stavební jednotkou je svalové vlákno (tvořené jedinou svalovou buňkou s více jádry). Několik vláken tvoří svalové snopečky, snopce a konečně anatomický sval. Základní „kostru“ tvoří vazivová tkáň, která na konci svalu přechází ve šlachy. (Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 2004) Tato vazivová tkáň vyplňuje prostor mezi vlákny, ještě silnější vrstvou obaluje svalové snopce a nejsilnější vrstvou je potom obalen celý sval. (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997) Každá svalová buňka obsahuje jeden až dva tisíce paralelně uložených myofibril. Myofibrily jsou složeny ze sériově uspořádaných sarkomer oddělených Z-liniemi. Sarkomery jsou základními kontraktilními jednotkami svalu, jsou složeny ze svalových bílkovin – aktinu a myozinu spojených příčnými můstky v komplex zvaný aktomyozin. (Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 2004)

Z pohledu biomechaniky můžeme tedy ve svalu najít prvky elastické a kontraktilní. Z této představy vychází zatím nejrozšířenější hypotéza vyjadřující funkce svalu při excitaci, tj. hypotéza Huxleyova, která byla dále zobecněna Hillem. Zatímco Hillova rovnice popisuje velmi specifický stav svalu, jakým je chování svalu v tetanizovaném stavu, Hillův tříprvkový model (Obr. 19) dává možnost popsat mnohem širší škálu dějů. Ve struktuře svalu rozlišuje kontraktilní, sériový elastický a paralelní elastický element. Kontraktilní element je v klidovém stavu zcela volný (má nulové napětí). Paralelní elastický element schematizuje elasticitu tkání, jež nepatří do výkonového kontrakčního mechanismu. (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997)



Obr. 19: Hillův tříprvkový model (PE - paralelní elastický element, SE - sériový elastický element, K – kontraktilní element) (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997)

Z pohledu tapování je dále důležité, objasnit si, co se děje při odlehčování konstantně vzrušeného svalu. To názorně ukazuje Obr. 20.



Obr. 20: Při popisu postupného odlehčování konstantně vzrušeného svalu, který měl na počátku odlehčování poziční délku x_2 a sílu F_1 , obdržíme závislost tahové síly (F) na poziční délce svalu (x). Po úplném odlehčení sval zaujme novou poziční délku (x_1) a bude vyvíjet tahovou sílu $F_2=0$. Získaná závislost tahové síly $F(x)$ bude mít exponenciální průběh. Mechanická práce W je prací vynaloženou na protažení elastických elementů. Je dána plochou obrazce x_1, F_1, x_2 .

Na závěr ještě zmíním jednu vlastnost, která může mít význam z hlediska mechanického působení tapu na svalovou tkáň nebo naopak. Tou je právě tuhost svalové tkáně a její změny. Při aplikaci tapu bychom tedy měli počítat s následujícími skutečnostmi, a to, že aktivní sval se vyznačuje vyšší tuhostí než sval pasivní (bez nervové stimulace), a dále, že tuhost svalu narůstá se stupněm excitace. (Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 2004)

2.7.2 Pohled neurofyziologický

Skutečnost, že působení tapu na organismus nemusí být pouze záležitostí jeho mechanických účinků, dokazují závěry studií, které pracují s tapy, jejichž mechanický vliv na pohybovou soustavu je minimální (tapy o malé ploše, z pružných materiálů), ale přesto vykazují výrazný efekt. Příkladem je už dříve zmíněná studie Itoh et al. (2004), kde krátký tape z částečně elastického materiálu, aplikovaný na laterální stranu kolenního kloubu, prokázal výrazné snížení latence odpovědi hamstringů při rychlém posunu tibie oproti femuru vpřed.

Navíc přiložení tapu na kůži je taktilním podnětem, který zákonitě mění aferentní set z oblasti aplikace. Zatím ale nebylo přesně objasněno, jaké receptory v tomto případě hrají nejvýznamnější roli a které struktury se dále podílejí na vyhodnocení a zpracování těchto informací. Jak bylo již uvedeno, může tape mechanicky ovlivnit kůži a při některých způsobech aplikace nepřímou (přes kůži) také fascie, vazy, šlachy a svalovou tkáň. Z toho vyplývá, že pokud uvažujeme o neurofyziologickém mechanismu účinku u tapingu, mohou se na něm podílet receptory ze všech těchto tkání.

2.7.2.1 Fyziologie somatoviscerální citlivosti

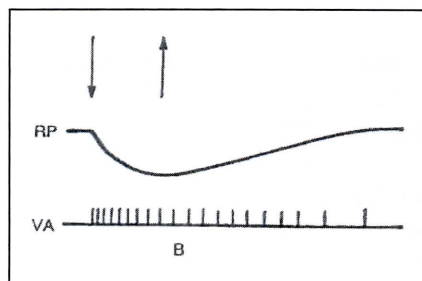
Pod pojem somatoviscerální citlivost spadá citlivost kožní (mechanocepce, termocepce a nocicepce) a dále pak citlivost hluboká (propriocepce) a nocicepce v celém organismu. Je zprostředkována rozptýlenými receptory a aferentními vlákny různých nervů a drah, není tedy soustředěna do jednoho orgánu. (Trojan, 1996)

Mechanocepce a adaptace mechanoreceptorů

Mechanocepceí rozumíme vnímání dotyku, tlaku, vibrací a lechtání. Absolutní dotykový práh je řádu 10^{-9} J při deformaci kůže o 10 μ m (tedy velmi jemný podnět). Mechanocepce zprostředkují mechanoreceptory různého typu a funkce. Fyziologicky je lze třídit podle rychlosti adaptace. Z hlediska vnímání dotyku a tlaku (kterými působí aplikované tapy) se uplatňují receptory s pomalou adaptací, tzv. SA (Slowly Adapting) receptory. Jedná se o *Merkelovy terče (SA I)* a *Ruffiniho tělíska (SA II)*. Vzruchová aktivita SA I receptorů při působení tlakového podnětu je úměrná jeho intenzitě. Mají naznačenou citlivost na rychlost nástupu působení podnětu a směrovou citlivost při natažení kůže. Ta je více vyvinuta u SA II receptorů, které však zase mnohem méně reagují na rychlost nástupu podnětu. Zajímavý v souvislosti s těmito receptory je fakt, že jejich aktivita je modulována termickými podněty (chladné předměty mají zdánlivě

větší hmotnost). Receptivní pole (což je ta část senzitivní plochy, odkud lze vzbudit nebo utlumit aktivitu jediného neuronu ležícího kdekoliv v senzorické dráze) je u SA I receptorů spíše menší, naopak u SA II receptorů poměrně velká (např. celý prst). Dráždění SA I receptorů je uvědoměle pocíťováno jako trvalý tlak, SA II receptorů jako dotyk či tlak. Všechna aferentní vlákna těchto receptorů jsou myelinizovaná. (Trojan, 1996)

Vzhledem k tomu, že podnět vyvolaný tapem je spíše dlouhodobého charakteru, je třeba se alespoň krátce zmínit o adaptaci receptorů. Z pohledu tapingu mohou mít význam právě receptory s pomalou adaptací (SA), tzv. tonicky reagující, které registrují intenzitu právě u déle působících podnětů, mají pomalý pokles amplitudy receptorového potenciálu a jejich vzruchová aktivita nemusí vymizet úplně ani po dlouhé době (tzv. neúplná adaptace), (Obr. 21). Tato periferní receptorová adaptace úzce souvisí se strukturou receptoru. Aferentní vlákna „tonických“ receptorů jsou tenčí a méně vodivá než vlákna „fázických“ (rychle se adaptujících) receptorů. Kromě adaptace periferní existuje také adaptace centrální, za kterou jsou zodpovědné centrální neurony senzorických drah. Centrální adaptace trvá obecně déle než periferní adaptace receptorová. (Trojan, 1996)



Obr. 21: Receptorový potenciál (RP) a vzruchová aktivita (VA) u receptoru s pomalou adaptací. Na obrázku je patrná pomalá adaptace ve statické fázi, RP trvá ještě po skončení podnětu a zvolna se vrací k výchozí linii, VA pomalu řídne a přetrvává po skončení podnětu (Trojan, 1996)

Na vnímání dotyku se dále podílejí také některá volná nemyelinizovaná nervová zakončení v kůři, epidermis i podkoží. Některá z nich slouží k termocepci a nocicepci a některá reagují právě na dotyk malé intenzity. Reagují po delší latenci, a to na velmi pomalý pohyb po kůži (lechtání). Jsou směrově citlivá. Jejich aktivita doznívá ještě po skončení podnětu (afterdischarge). (Trojan, 1996)

Dle Véleho (2006) mají taktilní podněty sémantický obsah. Podílejí se na vytváření vjemů v mozku a lze je sdělovat a popisovat. Tím se liší od informací

proprioceptivních, které si přímo neuvědomujeme, protože sémantický obsah nemají a nelze je proto ani spontánně vnímat, ani podrobně popsat slovy. Někdy se užívá i označení svalový smysl (Muskelsinn německých autorů).

To je důležité z hlediska pohledu na terapii pomocí aplikace tapu, kdy díky možnosti uvědomění si taktilního podnětu, může pacient vědomě reagovat na tapem nově navozenou situaci (proces učení a úpravy pohybových a posturálních programů).

Propriocepce

Funkci proprioceptivní (tedy hlubokou citlivost) zajišťují na periférii hlavně svalové proprioceptory: *svalová vřeténka* modulující spinální motoriku zprávami o délce svalových vláken a *Golgiho šlachová tělíska* o jejich napětí a zapojení. Z části se potom na propriocepci podílejí také *mechanoreceptory v kůži nad klouby a v pojivu kolem kloubů* a nepatrně *kloubní receptory*. (Trojan, 1996)

Svalová vřeténka jsou hlavním proprioceptivním orgánem svalu. Vřeténka se dělí na tonická a fázická (statická a dynamická). (Véle, 2006) Statická vřeténka slouží ke vnímání statických změn (trvalé protažení svalu) a mají pomalou adaptaci, dynamická vřeténka sledují dynamické změny (rychlost protažení) a vyznačují se rychlou adaptací. (Trojan, 1996) Vřeténko je receptorem nastavitelným na určitou úroveň citlivosti. Je tvořeno svazkem upravených kontraktilních svalových vláken, který vazivově souvisí s normálními svalovými vlákny inervovanými spouštěcím motorickým systémem alfa. Svalové vřeténko má dva kontraktilní póly, které jsou odděleny uprostřed receptorem reagujícím na změny napětí v pólových oblastech vřeténka při změně jeho délky. Kontraktilní póly vřeténka (intrafuzální-vřeténková kontraktilní vlákna v polárních oblastech) jsou inervovány motorickými vlákny nastavovacího systému gama, řízeného z formatio reticularis. Středový orgán vřeténka může být drážděn ke vzniku vzruchů jednak protažením svalu, se kterým vazivově souvisí, jednak potom nezávisle na poloze svalu systémem gama vláken z retikulární formace. Svalové vřeténko působí tak, že vlastní sval aktivuje, antagonistu inhibuje a komisurálními drahami přes míchu inhibuje druhostranného agonistu a facilituje druhostranného antagonistu. (Véle, 2006)

Golgiho šlachové tělísko snímá tah ve šlaše svalu. Tento receptor se aktivuje protažením šlachy, přičemž napětí ve šlaše musí být podstatně vyšší, než je nutné k podráždění svalového vřeténka. Jeho práh dráždivosti je vyšší a nelze ho dopředu měnit jako u vřeténka. Působí proti funkci vřeténka, ale může se uplatnit pouze tehdy, přesáhne-li napětí ve šlaše určitou mez.

Kloubní receptory se opět rozlišují dle rychlosti adaptace na statické (goniometrické) a dynamické (akcelerometrické). (Véle, 2006)

Mechanoreceptory v kůži nad klouby se, jak uvádí Trojan (1996), běžně podílejí na propriocepci spíše menším dílem. Z hlediska metody tapingu by ale právě tyto receptory mohly mít velký význam, neboť nabízejí možnost ovlivnění jinak hlouběji ukryté propriocepce přímo z povrchu těla.

Nověji je přihlíženo spíše k názoru, že kloubní citlivost je zprostředkována především svalovými proprioceptory, ne kloubními, které reagují hlavně v extrémních polohách kloubů. Tomu nasvědčuje i fakt, že poloha a pohyb v kloubu jsou percipovány i po jeho náhradě endoprotézou. (Trojan, 1996) Tento názor naznačuje další možnou cestu vlivu tapingu na propriocepci.

Nocicepce

Nocicepce je aference, která signalizuje hrozící nebo probíhající poruchu integrity organismu (tkání) škodlivými podněty. (Trojan, 2006) Ne každá nociceptivní aference se musí dostat až na vědomou úroveň, kde může být interpretována jako bolest. Nocicepce, která ještě nedosáhla kortikální úrovně, přesto může spustit v pohybovém systému určité ochranné reakce, které se mohou projevit změnou svalového tonu nebo dále změnou pohybového programu tak, aby bylo zabráněno dalšímu přetížení ohrožených struktur. Na tomto místě je v terapii nutná opatrnost, kdy je třeba působit proti vyvolávající příčině (pokud stále přetrvává) a vyhnout se ovlivňování ochranných svalových spasmů. Ty je naopak vhodné včas ovlivnit, pokud již vyvolávající příčina odezněla. Jestliže vyvolávající příčina stále přetrvává a organismus již vyčerpal všechny funkční rezervy, které bránily kritickému přetížení dané struktury, projeví se nocicepce až na kortikální úrovni prostřednictvím uvědomění vjemu bolesti. (Pavlů, 2007)

Samotná bolest má potom složku senzorio-diskriminativní (vlastní nocicepce), centrální-afektivní (emoce, strach), vegetativní (změny trofiky tkání, srdeční dechové činnosti, mydriáza) a motorickou (obránné flexorové reflexy, únikové reakce, úlevová poloha kloubů, ochranné svalové spasmy). Adaptace na bolest je zanedbatelná až nulová. (Trojan, 1996)

Vedení nociceptivní vzruchové aktivity zajišťuje několik typů vláken s různou rychlostí vedení. Jedná se o vysokoprahové mechanonociceptory a širokopásmové nociceptory, jimiž jsou volná nervová zakončení A δ a C vláken uložená v kůži, svaích, kloubech, cévách, útrokách a z ostatních receptorů se jedná o myelinizovaná vlákna A α

a A β . Vlákná typu A zajišťují rychlé vedení bolesti (ostrá bolest), vlákna C zprostředkovávají vedení pomalé (tupá bolest). Bolest je vedena míchou (povrchní bolest v povrchních Rexedových zónách I-III, útrobní bolest v hlubších zónách IV, V, VIII a X.) Z míchy jsou bolestivé podněty vedeny spinotalamickými drahami do talamu. Lokalizace bolesti v CNS je ve třech úrovních. Z retikulární formace jsou impulzy vedeny do hypotalamu a limbického systému, které se účastní vegetativní a emotivní modulace projevů při bolesti. Za hlavní „centrum“ bolesti se považuje talamus, avšak výrazné postavení má i mozková kůra. Do gyrus postcentralis je lokalizovaná ostrá přímá bolest, do prefrontální oblasti bolest tupá a viscerální. (Kohlíková et al., 2005)

V souvislosti s ovlivňováním bolesti pomocí taktilních podnětů bývá zmiňována také vrátková teorie bolesti, která předpokládá, že nociceptivní neurony v zadním rohu jsou prostřednictvím interneuronů v substantia gelatinosa – fungujících jako vrátka – tlumeny vzruchovou aktivitou tlustých vláken kódujících taktilní informace (vrátka jsou přitom uzavřena), a to mechanismem presynaptické inhibice. Vzruchová aktivita tenčích nociceptivních vláken A δ a C tuto inhibici ruší (vrátka se otvírají). K uzavření vrátek mohou také přispět sestupné vlivy z endogenního systému analgezie. Otvíráním a zavíráním vrátek je podle této představy buď usnadňován, anebo blokován přístup informací o působící bolesti do podkorových center a do mozkové kůry, a tím je regulováno i vnímání bolesti. Inhibiční účinek aktivity tlustších vláken na nociceptivní neurony je pravděpodobně podkladem jevu, kdy taktilní dráždění kůže uleví bolesti v blízkém okolí. (Trojan, 1996)

Provázanost jednotlivých systémů v souvislosti s přicházejícími aferentními vzruchy

Aferentní informace z receptorů somestetického analyzátoru jsou dále zpracovávány na různých úrovních. Aferentní vzruchy jdoucí od receptorů vstupují do míchy, kde přicházejí jednak do interneuronální sítě na segmentální úrovni, jednak se přepojují kolaterálami přímo na motoneurony předních rohů míšních a vytvářejí monosynaptické reflexy a jednak postupují v segmentové úrovni na sousední svaly. Dále vzruchy postupují ascendentními drahami do retikulární formace, odkud je potom ascendentními drahami jdoucími do diencefala nastavována úroveň logistických funkcí (cirkulace, ventilace, metabolismus) a descendentními drahami ovlivňována úroveň excitability motoneuronů. Aferentní signály přicházení také do limbického systému, který jejich vyhodnocením rozhodne o primární orientaci pohybu (ve smyslu adverze či

averze), a do oblasti bazálních ganglií a cerebella, odkud jsou řízeny některé základní motorické funkce. Vzruchy přicházejí až do oblasti kortexu, kde zvýšením neurální aktivity ovlivňují stav bdělosti. (Véle, 2004)

Výše uvedený přehled ukazuje, jak široké pole působnosti je možné pouhým ovlivněním aferentního vstupu, se kterým právě metoda tapingu převážně pracuje, zasáhnout.

Vliv individuality pacienta na výsledný efekt aplikovaného tapu

Aplikací tapu vzniká v pohybovém systému nová situace, se kterou je organismus nucen se vyrovnat. A právě na této úrovni (vyhodnocení a reakce) zřejmě vzniká největší prostor pro, v klinické praxi často pozorovanou, variabilitu odpovědí různých jedinců na stejně aplikovaný tape.

Variabilita odpovědí je závislá především na individuální reaktivitě, schopnosti učit se novému, popř. změnit stávající pohybový program. (Jaklová, 1999). Stabilita a labilita pohybových programů závisí na řadě faktorů, od individuálně podmíněné kvality nervových funkcí až k tomu, o jak vývojově starý program jde. (Jaklová, 1999, dle Janda, 1982)

Významnými faktory, které ovlivňují motorické učení, jsou motivovanost a emoce, jež jsou funkcí limbického systému. Individuálně prožívané emoce mohou mít vliv nejen na schopnost učení, ale také na okamžitou kvalitu prováděných pohybů. Zejména emoce strachu výrazně negativně ovlivňuje kvalitu koordinace (například chůze po úzké plošině ve výšce, ale i chůze při pocíťované instabilitě některého z nosných kloubů). (Véle, 2004) Naopak pocit jistoty (který může být podpořen například tapingem zpevňujícím daný kloub) má z hlediska kvality prováděného pohybu vliv pozitivní a zlepšení koordinace zabrání dalšímu přetěžování pohybového aparátu.

2.8 Svalová únava a možnosti její objektivizace pomocí EMG

Sledovaným parametrem svalové aktivity v samotné klinické studii, ovlivňovaným různými způsoby tapingu, jsou změny frekvence elektromyografického signálu při izometrické svalové kontrakci. Právě tyto změny mohou být známkou nastupující svalové únavy. Proto považuji za důležité uvést některé teoretické podklady týkající se této problematiky.

2.8.1 Druhy svalové únavy

Samotný pojem únava je zavádějící, protože jeho výklad při různém úhlu pohledu se může lišit. Na tento fakt upozorňuje řada autorů, např. Kohlíková et al. (2005), Basmajian, De Luca (1985) a další. Pojem únava v sobě zahrnuje faktory fyziologické, neurofyziologické a psychologické. První podobný přístup k pojmu únavy představil Bills (1943), který navrhl rozdělení únavy do tří hlavních kategorií, a to na únavu subjektivní, charakterizovanou mírou bdělosti, koncentrace, motivace a dalšími psychologickými faktory, únavu objektivní, spočívající v poklesu výkonu a únavu fyziologickou, projevující se změnou fyziologických procesů na úrovni tkání. (Basmajian, De Luca, 1985, dle Bills, 1943)

Jedním z typů fyziologické únavy je svalová únava vyvolaná dlouhodobou svalovou kontrakcí. Navenek se projevuje neschopností udržet požadovaný výkon, svalovým třesem a lokální bolestí. Tato únava se týká svalu nebo synergistické svalové skupiny udržující svalovou kontrakci. Chaffin (1973) ji označil termínem „lokální svalová únava“. (Basmajian, De Luca, 1985, dle Chaffin 1973)

Svalovou únavu je možné dále dělit na únavu periferní, týkající se svalové tkáně a nervosvalové ploténky, a centrální, která má vztah ke strukturám centrální nervové soustavy. (Basmajian, De Luca, 1985)

Z pohledu fyziologie je periferní svalová únava související s dlouhodobou svalovou činností v úzkém vztahu s úbytkem svalového glykogenu a je také závislá na aktivačním stavu synapsí. Jedná se tedy o metabolicko-neuromuskulární reakci na svalovou činnost. Podle rychlosti nástupu svalové únavy se rozlišuje únava „rychlá“ a „pomalá“. Rychle nastupující únava souvisí s převažujícím anaerobním typem zátěže a je dána především nadprodukcí kyseliny mléčné. Následkem toho dochází k inhibici klíčového glykolytického enzymu fosfofruktokinázy, takže se snižuje možnost další tvorby ATP a CP. Kromě metabolických změn způsobuje lokální acidóza změny elektrochemické. Nadbytek H^+ iontů vyvolává hyperpolarizaci svalové membrány (sarkolemy), čímž nastávají zhoršené podmínky pro vznik akčních svalových potenciálů. Protože H^+ ionty vedou k vytěsňování Ca^{2+} z jeho vazby na myosin, snižuje se počet aktivních aktomyosinových můstků, což se projevuje kvantitativním i kvalitativním zhoršením svalové kontrakce. Při přerušovaném zatížení, kdy kyselé metabolity jsou krví průběžně odplavovány z pracujících svalů, nedochází k útlumu

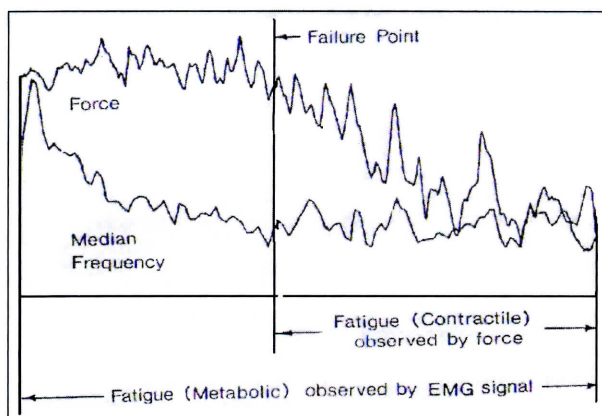
glykolýzy a limitujícím faktorem je kritický pokles glykogenových zásob („pomalá“ únava). (Kohlíková et al., 2005)

2.8.2 Objektivní hodnocení svalové únavy pomocí EMG

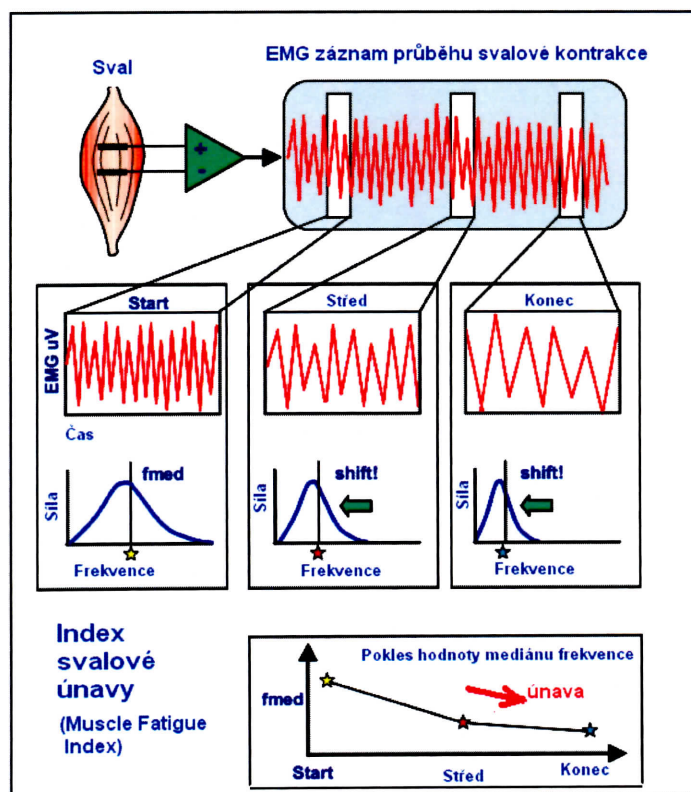
Na skutečnost, že během intermitentní svalové kontrakce dochází ke změnám frekvenčního spektra signálu u povrchové EMG, upozornil už Piper (1912). (Basmajian, De Luca, 1985, dle Piper, 1912) Pokud se snažíme o udržení určitého stupně svalové kontrakce tak dlouho, jak je to jen možné, dochází k postupnému nástupu únavy u zúčastněných svalů, dokud se v určitém okamžiku v čase neprojeví výrazný pokles produkce síly. Tento okamžik je označován jako tzv. „failure point“, tedy okamžik v čase, kdy se svalová únava projeví „navenek“ poklesem výkonu. Hodnocením frekvenčního spektra EMG signálu daného svalu během trvající svalové kontrakce (ať už pomocí mediánu frekvence, nebo jinou frekvenční charakteristikou), můžeme pozorovat nástup časově závislých změn ukazujících na proces nastupující svalové únavy, ačkoliv ještě není možné navenek sledovat žádné změny svalové práce (tzv. „metabolic fatigue“). Hodnota mediánu frekvence postupně klesá až do dosažení „failure point“, ačkoliv výstup síly u daného svalu je relativně konstantní. Od okamžiku dosažení „failure point“ je současně s „metabolic fatigue“ popisovaná i tzv. „contractile fatigue“ (Basmajian, De Luca, 1985)

Pro únavu svalu je typickým znakem spektrální změna elektromyografického signálu. Ta může být kvantifikována některou z charakteristik frekvenčního spektra (medián, průměr, modus) nebo může být vypočtena jako poměr nízkého a vysokého frekvenčního pásma či plocha integrovaného signálu korespondující s poklesem mediánu frekvence. (Novotný, 2008, dle De Luca, 1993)

De Luca (1993) preferuje k hodnocení únavy medián frekvence, který považuje za méně ovlivnitelný šumem a více citlivý na biochemické a fyziologické změny. Posun frekvenčního spektra elektromyografického signálu je podmíněn zejména změnou MUAP (sumační akční potenciál motorické jednotky) a rychlosti pálení motorické jednotky.



Obr. 22: Rozdíl mezi „kontraktilní“ a „metabolickou“ únavou. Graf znázorňuje křivku výstupní síly během izometrické svalové kontrakce *m. interosseus dorsalis I* při 50% MVC a průběh poklesu mediánu frekvence spektra EMG signálu. (Basmajian, De Luca, 1985)



Obr. 23: Schematické znázornění posunu frekvencí spektra během probíhající izometrické svalové kontrakce a určení indexu únavy; (převzato a přeloženo dle De Luca, 1993)

3 CÍL PRÁCE, HYPOTÉZY

3.1 Cíl

Cílem praktické části této diplomové práce je, v návaznosti na část teoretickou, jejíž obsahem je rozbor dostupné literatury a přehled současných poznatků o problematice tapingu, přispět k objektivnímu zhodnocení obecných účinků různých způsobů aplikace tapu. V této oblasti, jak ukazuje rozbor dostupné literatury, stále zůstává mnoho nezodpovězených otázek. Vzhledem k šíři problému ale není možné obsáhnout celou problematiku v rámci jedné diplomové práce. Proto je praktická část zaměřena užším směrem, a to na zhodnocení vlivu tří různých způsobů aplikace tapu na kůži ve směru průběhu svalových vláken pod ním ležícího svalu na svalovou aktivitu tohoto svalu pomocí povrchové elektromyografie.

Sledovaným svaem v této studii je m. biceps brachii. Hodnocené způsoby aplikace jsou následující: 1. tape aplikovaný na kůži prostým přiložením, nepůsobící žádný tah, 2. tape působící zkrácení („nakrabacení“) kůže ve směru zkrácení svalových vláken při svalové kontrakci, 3. tape působící protažení kůže proti směru zkrácení svalových vláken při svalové kontrakci. Vybraným ukazatelem pro sledování svalové aktivity je v případě této studie svalová únava při izometrické svalové kontrakci, která může být objektivně hodnocena pomocí změny frekvenčního spektra elektromyografického signálu.

Dalším cílem studie je posouzení vlivu použitého materiálu na výsledný efekt. Z tohoto důvodu jsou jednotlivé způsoby aplikace hodnoceny při použití dvou různých tapovacích materiálů (pevného a poddajného).

Jednotlivé způsoby tapingu jsou hodnoceny okamžitě po nalepení na kůži a porovnávány z hlediska vlivu na výše uvedeným způsobem sledovanou svalovou únavu při izometrické kontrakci se stavem bez použití tapu.

3.2 Hypotézy

Hypotéza č. 1: Všemi výše zmíněnými způsoby na kůži v oblasti m. biceps brachii aplikované tapy, ovlivní okamžitě po nalepení průběh změn frekvenčního spektra elektromyografického signálu při izometrické svalové kontrakci m. biceps brachii v čase ve srovnání se stavem bez použití tapu.

Hypotéza č. 2: Okamžitý účinek tapu z pevného materiálu na průběh změn frekvenčního spektra elektromyografického signálu při izometrické svalové kontrakci m. biceps brachii v čase bude ve srovnání s působením tapu z poddajného materiálu výraznější, neměl by však být při stejném způsobu aplikace opačný.

Hypotéza č. 3: Tape aplikovaný na kůži v oblasti m. biceps brachii ve směru průběhu svalových vláken prostým přiložením, nepůsobící žádný tah, zpomalí pokles frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci ve srovnání se stavem bez použití tapu.

Hypotéza č. 4: Tape aplikovaný na kůži v oblasti m. biceps brachii ve směru průběhu svalových vláken, působící zkrácení („nakrabacení“) kůže ve směru stahu svalových vláken při svalové kontrakci, zpomalí pokles frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci ve srovnání se stavem bez použití tapu.

Hypotéza č. 5: Tape aplikovaný na kůži v oblasti m. biceps brachii ve směru průběhu svalových vláken, působící protažení kůže proti směru zkrácení svalových vláken při svalové kontrakci, urychlí pokles frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci ve srovnání se stavem bez použití tapu.

4 METODIKA KLINICKÉ STUDIE

4.1 Měřicí zařízení

Ke snímání elektromyografického záznamu byl použit přístroj Telemetrymini 16 od firmy Noraxon Inc. USA a dále jednorázové samolepící Ag/AgCl (stříbro/chlorid stříbrný) elektrody od firmy Noraxon opatřené vodivým gelem, s průměrem adhezivní plochy 3,8cm a průměrem vodivé plochy 1cm, které odpovídají evropským doporučením pro povrchovou elektromyografii SENIAM (Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles). (Konrad, 2005)

4.2 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor byl tvořen pěti zdravými dobrovolníky (5 žen, 21-25 let, průměrný věk 23,8 let). Zahrnutí do studie bylo podmíněno následujícími požadavky, které byly voleny tak, aby měření mohlo probíhat v podmínkách pokud možno nejbližší ideální svalové rovnováhy. Měření nesměli trpět během posledního roku bolestí v oblasti pohybového aparátu, zejména pak bolestmi kloubů horních končetin a problémy s krční páteří, na měřené končetině nesměli v minulosti prodělat úraz s trvalými následky. Ze studie byli vyloučeni jedinci, kteří během svých běžných denních činností nadměrně zatěžují horní končetiny (některé druhy sportu, pracovní anamnéza). Výše uvedené podmínky byly ověřovány formou dotazu. Dále bylo aspekci zhodnoceno postavení hlavy, krční a hrudní páteře, pletenců ramenních a horních končetin, aby byly vyloučeny výraznější odchylky, které by mohly souviset s narušením svalové rovnováhy. Pro měření byla zvolena nedominantní horní končetina (opět vzhledem k co největší eliminaci vlivu možného přetížení). Dobrovolníci byli předem seznámeni s průběhem studie a bylo jim doporučeno v týdnu před vlastním měřením neprovádět činnosti, které by mohly vést k přetížení horních končetin. Zahrnutí lidských subjektů do studie bylo schváleno etickou komisí FTVS UK dne 13. 12. 2008 pod jednacím číslem 0199/2008. (viz. Příloha 1 a 2)

4.3 Metodika tapingu

Pro tuto studii byl zvolen tape v podobě jednoduché pásky, jejíž podélná osa je orientována souhlasně s průběhem svalových vláken m. biceps brachii. Tape byl umístěn nad laterální polovinou m. biceps brachii (tedy spíše v oblasti nad caput

longum). Cílem bylo ovlivnění co největší možné plochy nad bicipsem tak, aby bylo ponecháno místo pro aplikaci elektrod.

Hodnoceny byly tři způsoby aplikace pásky: 1. tape aplikovaný na kůži prostým přiložením, nepůsobící žádný tah (T_1), 2. tape působící zkrácení („nakrabacení“) kůže ve směru zkrácení svalových vláken při svalové kontrakci (T_2), 3. tape působící protažení kůže proti směru zkrácení svalových vláken při svalové kontrakci (T_3).

Velikost tapu byla vypočtena individuálně z předem provedeného antropometrického měření, kdy délka pásky (d) byla určována poměrem ze vzdálenosti acromion-olecranon (AO) a šířka ($š$) poměrem k velikosti obvodu relaxované paže (o) v nejširším místě tak, aby plocha zasažená tapem v poměru k velikosti paže byla u jednotlivých subjektů vzájemně srovnatelná a přitom bylo ponecháno místo pro elektrody. Pro výpočet velikosti tapů byly použity následující vzorce:

Šířka pásky ($š$) byla pro všechny tři způsoby aplikace (T_1 , T_2 , T_3) stejná a odpovídala

$$\text{vztahu: } \text{šířka } (š) = 0,08 \times \text{obvod relaxované paže } (o)$$

Délka pásky (d) byla různá u jednotlivých tapů. Tapu T_1 , odpovídala délka d_1 , pro tape T_2 , délka d_2 a pro tape T_3 , délka d_3 , přičemž tyto hodnoty byly určeny z následujících vztahů:

$$d_1 = 0,25 \times AO \text{ (vzdálenost acromion-olecranon)}$$

$$d_2 = 0,15 \times AO$$

$$d_3 = 0,35 \times AO$$

Antropometrické měření bylo prováděno páskovým měřidlem s přesností na 0,5 cm. Vypočtené hodnoty byly zaokrouhleny s přesností na milimetry a se stejnou přesností byly tapy připravovány pro aplikaci.

Subjekt	B.P.	B.T.	K.Č.	M.Z.	M.CH.
Pohlaví	F	F	F	F	F
Věk	24	24	21	25	25
Délka acromion-olecranon (cm)	36	34	35	34	38
Obvod paže (cm)	31	27,5	29	27,5	27,5
Šířka tapu (mm)	25	22	23	22	22
Délka tapu T_1 (mm)	90	85	83	85	95
Délka tapu T_2 (mm)	54	51	53	51	57
Délka tapu T_3 (mm)	126	119	123	119	133

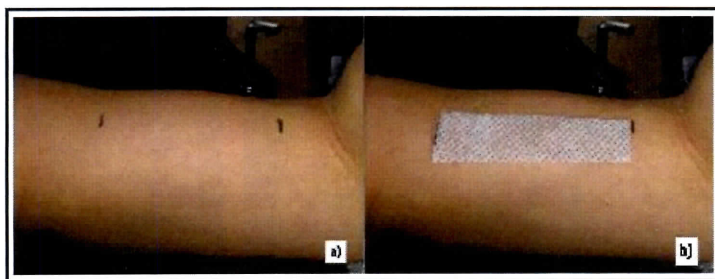
Tab. 1: Výsledky antropometrického měření na horní končetině u jednotlivých subjektů a individuálně určené rozměry tapů

Před vlastní aplikací byla kůže v cílové oblasti odmaštěna lékařským benzínem a osušena. Poté byli dobrovolníci uvedeni do výchozí polohy pro měření (korigovaný sed

neměřená horní končetina volně spuštěná, měřená horní končetina v 90° ventrální flexi v kloubu ramenním, 90° flexi v kloubu loketním, loket podložen, předloktí v supinaci) a v pasivitě horní končetiny byly na kůži nad m. biceps brachii (spíše v jeho laterální polovině) vyznačeny dvě značky ve vzdálenosti odpovídající délce tapu T_1 .

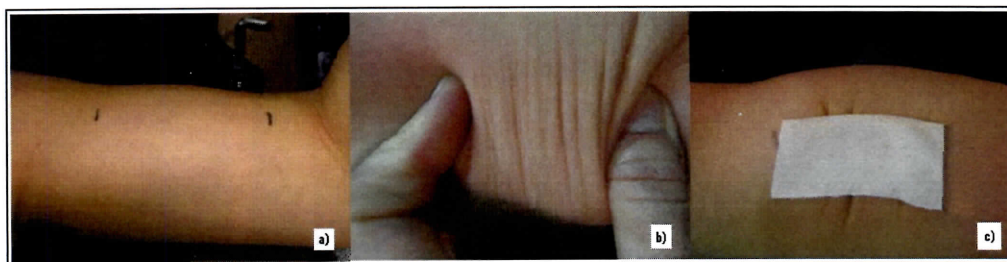
Dále byly aplikovány na kůži nad oblast m. biceps brachii pásky odpovídající velikosti vždy v pasivitě dobrovolníka následujícím způsobem:

- *Tape T_1* (aplikovaný na kůži prostým přiložením, nepůsobící žádný tah) přiložením pásky na paži ve výchozí poloze pro měření tak, aby konce tapu ležely na předem vyznačených značkách. (Obr. 22)



Obr. 22: *Postup při aplikaci tapu T_1 ; a) značky na kůži, b) tape přiložený volně, bez tahu*

- *Tape T_2* (působící zkrácení kůže ve směru svalové kontrakce) byl aplikován při flexi v lokti větší než 90°, kdy byly značky na kůži v oblasti bicepsu nejprve přiblíženy k sobě na délku odpovídající v tomto případě kratší pásce, následně byl tape přilepen opět tak, aby jeho konce ležely na značkách, a poté byla horní končetina vrácena do výchozí polohy pro měření. Tím vznikl efekt „nakrabacení“ kůže pod aplikovaným tapem.



Obr. 23: *Postup při aplikaci tapu t_2 ; a) značky na kůži, b) přiblížení značek na vzdálenost odpovídající velikosti tapu (loketní kloub pasivně flektován), c) hotový tape, „nakrabacení“ kůže pod tapem*

- *Tape T_3* (působící na kůži ve smyslu protažení) byl aplikován na maximálně extendovanou horní končetinu v kloubu loketním, kdy kůže mezi značkami byla

před přilepením pásky ještě více protažena na délku odpovídající pásce a poté byla končetina opět vrácena do výchozí polohy.



Obr. 24: *Postup při aplikaci tapu t_3 ; a) značky na kůži, b) protažení kůže mezi značkami na délku odpovídající délce tapu (loketní kloub v extenzi), c) hotový tape*

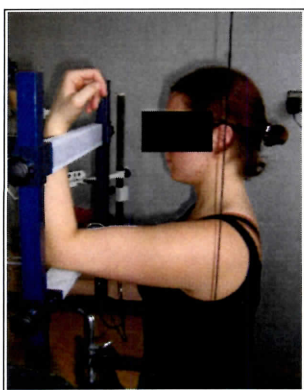
Výše uvedené způsoby aplikace byly hodnoceny jak při použití poddajného, částečně elastického (T_1 , T_2 , T_3), tak při použití pevného (t_1 , t_2 , t_3) tapovacího materiálu. Jako poddajný, částečně elastický materiál, byl použit materiál Omnifix od firmy Hartmann-Rico a.s., charakterizovaný výrobcem jako porézní folie z netkaného textilu s polyakrylátovým hypoalergenním lepidlem, propouštějící vzduch a vodní páry. Jako pevná tapovací páska byl zvolen materiál Omnitape od firmy Hartmann-Rico a.s., která jej popisuje jako neelastickou, silně lepící náplast'ovou pásku ze 100% buničité vlny, jednostranně potaženou kaučukovým lepidlem s obsahem oxidu zinečnatého, vynikající vysokou pevností v tahu při současné možnosti snadného odtrhávání pásky v podélném i příčném směru. (Produktový katalog Hartmann-Rico a.s., 2009) V případě materiálu Omnifix, jehož poddajnost se v podélném a příčném směru liší, je nutné uvést, že tapy byly připravovány tak, aby podélná osa tapu odpovídala příčnému směru na roli materiálu.

4.4 Metodika získávání a analýzy dat

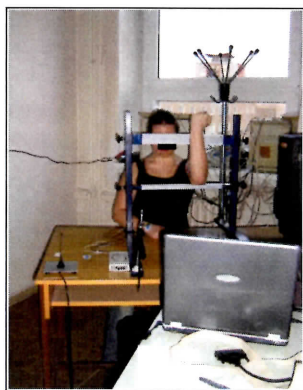
4.4.1 Průběh měření

Měření bylo prováděno v kineziologické laboratoři na katedře fyzioterapie FTVS UK. Pro měření izometrické kontrakce m. biceps brachii byla zhotovena zvláštní výškově nastavitelná hrazda pro zapření distální části předloktí. Její součástí byla také výškově nastavitelná plocha pro podepření distální části paže (Obr. 25, 26, 27). Měření probíhalo v korigovaném sedu bez opory v oblasti zad, kolena mírně od sebe, na šířku pánve, opora o celá chodidla, neměřená horní končetina volně spuštěná, měřená horní končetina v 90° ventrální flexi v kloubu ramenním, 90° flexi v kloubu loketním, loket

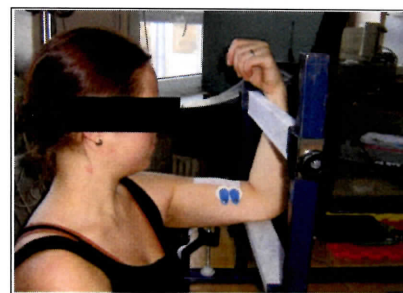
podložen, předloktí v supinaci. Poloha horní končetiny byla zvolena dle doporučení pro provádění měření maximální volní kontrakce (MVC) m. biceps brachii. (Konrad, 2005) Poloha trupu a hlavy byla sledována pomocí spuštěné olovnice tak, aby kyčelní kloub, ramenní kloub a prodloužení zevního zvukovodu ležely na svislici. Ventrální flexe 90° v kloubu ramenním a 90° flexe v kloubu loketním byly nastaveny před vlastním měřením pomocí manuálního dvouramenného kovového goniometru (udávaná přesnost manuální goniometrie je 5° , (Haladová, Nechvátalová, 1997)) a zafixovány přesně odpovídajícím nastavením hrazdy (Obr. 25, 26, 27).



Obr. 25



Obr. 26



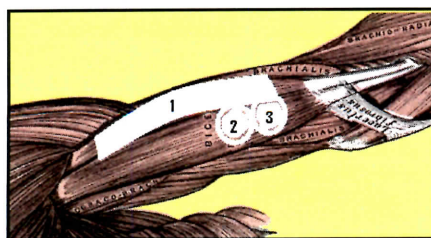
Obr. 27

Obr. 25: *Výchozí poloha pro měření, pohled z boku (sledování polohy pacienta pomocí olovnice)*

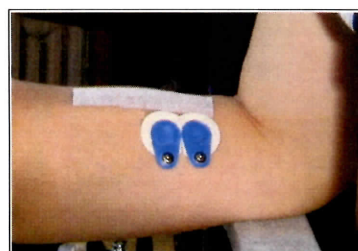
Obr. 26: *Výchozí poloha pro měření, pohled zepředu*

Obr. 27: *Výchozí poloha pro měření, pohled z boku II (s umístěním tapu a elektrod)*

Dvě jednorázové samolepící Ag/AgCl elektrody od firmy Noraxon Inc. USA opatřené vodivým gelem, s průměrem adhezivní plochy 3,8cm a průměrem vodivé plochy 1cm, byly nalepeny na kůži nad m. biceps brachii v jeho distální a mediální části (laterálně byl aplikován tape). Před nalepením byla velikost adhezivní plochy elektrod upravena tak, aby po aplikaci odpovídala interelektrodová vzdálenost 2cm. (Obr. 29) Referenční elektroda byla umístěna na dorzum druhostranné (dominantní) ruky.



Obr.: 28

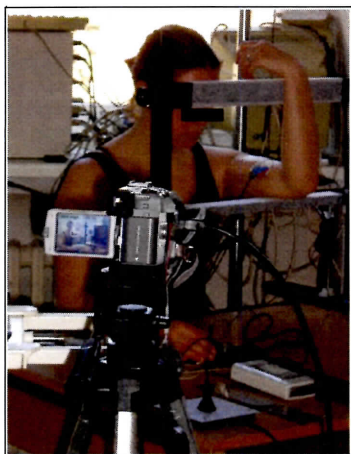


Obr. 29

Obr. 28: *Umístění tapu (1) a elektrod (2,3) vzhledem k průběhu vláken m. biceps brachii*

Obr. 29: *Reálné umístění tapu a elektrod*

Elektrody byly připojeny k přístroji Telemyomini 16 od firmy Noraxon Inc. USA. Systém byl dále propojen s počítačem opatřeným speciálním softwarem MyoResearch XP Master Edition 1.06.21 od firmy Noraxon Inc. USA. Součástí měřicího zařízení také kamera snímající průběh měření a záznam byl synchronizován s prováděným měřením pro umožnění zpětné kontroly průběhu měření a jeho srovnání se zaznamenanými hodnotami EMG.



Obr. 30: Záznam průběhu měření na kameru

Pásmové rozmezí pro vlastní měření bylo 5-500 Hz a vzorkovací frekvence 1500 Hz. Dále byla u daného subjektu změřena maximální svalová kontrakce (MVC) (izometricky) a určena hodnota 30% MVC. Další měření byla prováděna při izometrické kontrakci odpovídající 30% MVC, které byla udržována pomocí Biofeedbacku. Dobrovolníci měli přímo před sebou monitor počítače, kde mohli pomocí speciálního sloupcového diagramu sledovat aktuální hodnoty.

Samotné měření probíhalo ve dvou sériích, kdy v první sérii byla změřena maximální svalová kontrakce, dále 3 min 30% MVC izometrická kontrakce m. biceps brachii bez aplikovaného tapu a následně 3 min 30% MVC izometrická kontrakce m. biceps brachii s jednotlivými způsoby aplikovaným tapem z materiálu Omnifix od firmy Hartmann-Rico a.s., v pořadí T_1 , T_2 , T_3 . Mezi jednotlivými měřeními byla 5 min pauza, kdy okamžitě po skončení měření byl tape odstraněn a další druh tapu byl aplikován těsně před začátkem následujícího měření. Po této části následovala 30min dlouhá přestávka. V druhé sérii byly potom provedeny tři měření, stejným způsobem, jak bylo popsáno pro sérii první, opět pro tři výše zmíněné způsoby aplikace, ale tentokrát s použitím pevného materiálu Omnitape od firmy Hartmann-Rico a.s., v pořadí t_1 , t_2 , t_3 . Po každém měření byly u subjektů zjišťovány také subjektivní vjemy z daným způsobem aplikovaného tapu formou srovnání pocitů při provádění 30% MVC

izometrické kontrakce s určitým druhem tapu a při prvním měření bez tapu. U všech subjektů bylo zachováno stejné pořadí prováděných měření.

4.4.2 Analýza dat

Záznamy z jednotlivých měření byly podrobeny frekvenční analýze v programu MyoResearch XP Master Edition 1.06.21 od firmy Noraxon Inc. USA. Průběh změn frekvence elektromyografického signálu během tříminutového záznamu byl vyhodnocován v desetivteřinových intervalech. Tím bylo z každého měření získáno 18 hodnot. Jako sledovaná frekvenční charakteristika byl zvolen medián frekvence.

Sledovanými parametry při dalším zpracovávání získaných dat byly:

1. hodnota mediánu počáteční frekvence EMG signálu při různých způsobech aplikace tapu u jednotlivých subjektů ve srovnání s hodnotou mediánu počáteční frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci (30% MVC) bez aplikovaného tapu (hodnoceno v %)
2. určení, ve které periodě (1 perioda = 10s) při izometrické kontrakci (30% MVC) dojde (při různých způsobech tapingu a při stavu bez aplikovaného tapu u jednotlivých subjektů) k poklesu hodnoty mediánu frekvence EMG signálu o 10 % vzhledem k počáteční hodnotě mediánu frekvence za daného stavu
3. konečná hodnota mediánu frekvence EMG signálu po 3 min izometrické kontrakce (30% MVC), při různých způsobech tapingu a při stavu bez aplikovaného tapu u jednotlivých subjektů, hodnocená v % vzhledem k počáteční hodnotě mediánu frekvence za daného stavu

4.5 Rozsah platnosti klinické studie

Výsledky této studie je možné s ohledem na individuální přístup, který není možné v klinické praxi opomíjet, uplatnit u zdravých jedinců v podmínkách nenarušené svalové rovnováhy, při použití výše zmíněných (Omnifix a Omnitape od firmy Hartmann-Rico a.s.) nebo jim podobných materiálů.

***Poznámka:** Informace pro přehled současných poznatků v oblasti sledované problematiky v úvodní části této diplomové práce a teoretické podklady pro sestavení metodiky klinické studie byly získány ze zdrojů dostupných z Národní lékařské knihovny v Praze, Ústřední tělovýchovné knihovny FTVS UK v Praze, knihovny Univerzity aplikovaných věd v Lahti (Finsko), internetových databází Medline, Pedro a Google a také formou ústního sdělení v průběhu studia na katedře fyzioterapie FTVS UK.*

5 VÝSLEDKY

Při hodnocení velikosti počáteční frekvence EMG signálu m. biceps brachii při izometrické svalové kontrakci (30% MVC) ukazují výsledky na tendenci tapu zvyšovat hodnotu počáteční frekvence a to téměř vždy, nezávisle na způsobu nalepení tapu ani na použitém materiálu (Tab. 2). Ke zvýšení hodnoty frekvence v první periodě (10s) izometrické svalové kontrakce ve srovnání se stavem bez použití tapingu, došlo při všech hodnocených způsobech tapingu u dvou subjektů, u dvou subjektů došlo ke zvýšení počáteční frekvence u pěti z šesti měřených způsobů aplikace tapu (v jednom případě, při použití tapu T_2 , došlo k jejímu snížení a jednom případě, při použití tapu t_1 , se frekvence nezměnila) a u jednoho subjektu taping zvýšil hodnotu frekvence v první periodě trvání izometrické kontrakce u čtyř sledovaných způsobů nalepení tapu (T_1 , T_2 , t_1 , t_3) a u dvou snížil (T_3 , t_2)

	B.P	K.Č.	M.Z.	B.T.	M.CH.
T_1	102,7	108,5	107,1	119,7	106,8
T_2	102,7	98,31	105,4	119,7	104,1
T_3	98,7	108,5	103,6	113,6	105,4
t_1	102,7	106,8	101,8	104,6	100,0
t_2	97,3	101,7	105,4	112,1	104,1
t_3	105,4	115,3	108,9	103,0	109,5

Tab. 2: Hodnoty mediánu počáteční frekvence EMG signálu při různých způsobech aplikace tapu u jednotlivých subjektů ve srovnání s hodnotami mediánu počáteční frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci (30% MVC) bez aplikovaného tapu (uvedeno v %, kdy 100% je hodnota mediánu počáteční frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci (30% MVC) bez aplikovaného tapu)

Sledujeme-li dobu, za kterou dojde k poklesu hodnoty počáteční frekvence EMG signálu m. biceps brachii při jeho izometrické kontrakci (30% MVC) o 10%, ukazují výsledky na tendenci tapu tuto dobu (někdy i poměrně výrazně) zkracovat. K tomuto efektu došlo během měření při všech způsobech aplikace tapu a u obou materiálů u čtyř z pěti sledovaných subjektů. V případě jednoho subjektu potom ani jeden ze způsobů aplikace tapu z poddajného materiálu Omnifix od firmy Hartmann-Rico a.s. (T_1 , T_2 , T_3) nástup poklesu hodnoty frekvence o 10% nijak neovlivnil a v případě pevného materiálu (Omnitape od firmy Hartmann-Rico a.s.) došlo u dvou způsobů aplikace (t_1 , t_2) ke zkrácení této doby a u tapu t_3 naopak k jejímu výraznému prodloužení. (Tab. 3)

	B.P.	K.Č.	M.Z.	B.T.	M.CH.
Bez tapu	6	14	5	8	9
T₁	6	6	4	2	3
T₂	6	9	3	3	3
T₃	6	4	4	3	3
t₁	5	4	3	5	4
t₂	5	4	4	4	3
t₃	11	5	4	5	2

Tab. 3: Hodnocení okamžiku poklesu hodnoty mediánu frekvence EMG signálu o 10 % (při různých způsobech tapingu a při stavu bez aplikovaného tapu u jednotlivých subjektů) vzhledem k počáteční hodnotě mediánu frekvence za daného stavu; v tabulce jsou uvedeny čísla period, ve kterých došlo ke zmiňovanému poklesu (1 perioda = 10 s)

Pokud se zaměříme na konečnou hodnotu frekvence EMG signálu (sledovanou v % vzhledem k hodnotě počáteční), tedy na celkový pokles po třech minutách izometrické kontrakce (30% MVC), kdy porovnáváme jednotlivé způsoby aplikace tapu u dvou druhů materiálu vzhledem ke stavu bez použití tapu, vykazují výsledky, ve srovnání s výsledky při sledování dvou výše uvedených ukazatelů (Tab.2 a 3), největší rozdílnost. Přesto je ale možné pozorovat tendenci aplikovaného tapu působit spíše ve smyslu většího poklesu frekvence ve srovnání se stavem bez tapu. U dvou subjektů došlo k poklesu frekvence ve srovnání se stavem bez použití tapu při všech zkoumaných způsobech tapingu, u jednoho subjektu došlo k poklesu frekvence v pěti případech (T₁, T₃, t₁, t₂, t₃) a ke zvýšení v jednom (T₂), u jednoho subjektu ve čtyřech případech k poklesu (T₁, T₂, T₃, t₂) a ve dvou ke zvýšení frekvence (t₁, t₃) a u jednoho naopak v pěti měřeních ke zvýšení frekvence (T₁, T₁, T₃, t₁, t₃) a pouze v jednom případě k jejímu poklesu (t₂). (Tab. 4)

	B.P.	K.Č.	M.Z.	B.T.	M.CH.
Bez tapu	70,3	94,9	78,6	74,2	79,7
T₁	73,7	82,8	70,0	68,3	77,2
T₂	73,7	84,5	67,8	63,3	80,5
T₃	79,5	84,4	69,0	69,3	78,2
t₁	80,3	81,0	68,4	76,8	75,7
t₂	69,4	80,0	74,6	71,6	74,0
t₃	70,5	76,5	67,2	76,5	74,1

Tab. 4: Srovnání konečných hodnot mediánu frekvence EMG signálu po 3 min izometrické kontrakce (30% MVC), při různých způsobech tapingu a při stavu bez aplikovaného tapu u jednotlivých subjektů; uvedeno v % vzhledem k počáteční hodnotě mediánu frekvence za daného stavu

Hodnotíme-li ale velikost frekvence EMG signálu v poslední měřené periodě izometrické kontrakce prostřednictvím absolutní hodnoty mediánu frekvence (ne relativně, vzhledem k mediánu počáteční frekvence za daného stavu, jak uvádí Tab. 4),

není už výše zmiňovaná tendence tapu urychlit pokles frekvence během izometrické kontrakce tolik výrazná. Pokud tedy sledujeme absolutní hodnoty mediánu frekvence na konci měření, jsou tyto hodnoty ve srovnání se stavem bez použití tapu ve 14 případech snižené, v jednom případě beze změny a v 15 případech dokonce zvýšené. (Tab. 5) Tendence urychlit nebo zpomalit pokles frekvence během izometrické kontrakce ale ani při tomto pohledu není vázána na určitý způsob aplikace tapu či druh materiálu. (Tab. 6)

Subjekt	30%MVC bez tapu	T ₁	T ₂	T ₃	t ₁	t ₂	t ₃
B.P.	52	56	56	58	61	50	55
K.Č.	56	53	49	54	51	48	52
M.Z.	44	42	40	40	39	44	41
B.T.	49	54	50	52	53	53	52
M.CH.	59	61	62	61	56	57	60

Tab. 5: Srovnání hodnot mediánu frekvence [Hz] EMG signálu při izometrické kontrakci (30% MVC) v poslední měřené periodě (tj. v 170 - 180 sekundě trvání kontrakce)

	T ₁	T ₂	T ₃	t ₁	t ₂	t ₃
Zvýšení hodnoty konečné frekvence při použití jednotlivých tapů ve srovnání se stavem bez tapu	3	3	3	2	1	3
Snížení hodnoty konečné frekvence při použití jednotlivých tapů ve srovnání se stavem bez tapu	2	2	2	3	3	2
Hodnota konečné frekvence při použití jednotlivých tapů ve srovnání se stavem bez tapu je shodná	-	-	-	-	1	-

Tab. 6: Přehled účinků jednotlivých druhů tapingu u jednotlivých subjektů na hodnotu mediánu frekvence v poslední měřené periodě ve srovnání se stavem bez tapu; hodnoty v tabulce ukazují, u kolika subjektů působil daný tape na medián frekvence EMG signálu ve smyslu jeho zvýšení či snížení, nebo kdy nedošlo ke změně

5.1 Výsledky z pohledu stanovených hypotéz

Hypotéza č. 1: Hypotéza č. 1 se potvrdila ve většině z prováděných měření, kdy okamžitě po aplikaci tapu na kůži došlo téměř vždy ke změně frekvence nebo k jinému průběhu změn frekvenčního spektra EMG signálu v čase. Při sledování velikosti počáteční frekvence při izometrické kontrakci za použití tapu byla ve srovnání se stavem bez tapu pouze v jednom případě z třiceti měření počáteční frekvence beze změny, dále došlo ve třech případech k jejímu snížení a ve 26 případech se počáteční frekvence zvýšila. Pokud sledujeme dobu, za kterou dojde k poklesu počáteční frekvence o 10% při použití tapu a bez něj, dojde ke změně této doby při použití tapu ve 27 případech z 30, kdy ve 26 případech došlo k urychlení a v jednom případě ke zpomalení poklesu hodnot frekvence ve srovnání se stavem bez tapu. Při třech měřeních

se pokles o 10% projevil ve stejné periodě jako při stavu bez tapu. A konečně, pokud byla sledována hodnota frekvence v poslední periodě měření, byla ve srovnání s měřením bez tapu zaznamenána změna ve všech případech, a to u 22 měření ve smyslu snížení a u 8 měření ve smyslu zvýšení hodnoty frekvence po třech minutách izometrické kontrakce.

Hypotéza č. 2: Hypotéza č. 2, která předpokládala stejný účinek tapu z rozdílného materiálu (pevného a pružného), pouze s výraznějším efektem u pevného materiálu, se nepotvrdila při žádném ze sledovaných parametrů hodnoty frekvence elektromyografického signálu, tedy ani při hodnocení velikosti počáteční nebo konečné frekvence, ani při hodnocení rychlosti poklesu frekvence o 10% vzhledem k frekvenci na počátku izometrické kontrakce. Při tomto způsobu hodnocení jsou výsledky při jednotlivých měřeních u stejným způsobem aplikovaných tapů ze dvou různých materiálů zcela rozdílné.

Hypotézy č. 3, 4, 5: Hypotézy č. 3, 4, 5 se nepotvrdily. Ať už hodnotíme pokles frekvence EMG signálu sledováním okamžiku, kdy dojde ke snížení hodnoty počáteční frekvence o 10% nebo zhodnocením velikosti frekvence v poslední měřené periodě při izometrické svalové kontrakci v poměru k velikosti v první periodě (%), není patrná žádná podobná tendence působení stejným způsobem aplikovaných tapů na ovlivnění průběhu změn frekvenčního spektra EMG signálu. Ukazuje se, že tapy vykazují při tomto pohledu spíše tendenci urychlit pokles počáteční frekvence (při hodnocení poklesu počáteční frekvence o 10% nastal tento pokles dříve ve srovnání s měřením bez tapu u 26 z 30 měření a při hodnocení velikosti frekvence na konci měření v poměru k frekvenci počáteční byla frekvence na konci měření ve srovnání se stavem bez tapu nižší u 22 měření z 30). Pokud však hodnotíme pokles frekvence prostřednictvím její absolutní hodnoty na konci měření (ne poměrem k hodnotě frekvence počáteční), není již tendence tapu urychlit pokles frekvence v porovnání se stavem bez tapu tak výrazná (z 30 provedených měření došlo v porovnání se stavem bez tapu k poklesu frekvence ve 14 a ke zvýšení frekvence v 15 případech, v jednom případě pak byla konečná frekvence shodná se stavem bez použití tapu). Ani při jednom z výše uvedených způsobů hodnocení výsledků měření ale není patrná společná tendence stejně aplikovaného tapu nebo daného materiálu, ovlivnit stejným způsobem pokles frekvence EMG signálu během izometrické svalové kontrakce. Rozdíly jsou spíše patrné, pokud hodnotíme stav bez použití tapu a stav s tapem (bez ohledu na způsob aplikace a použitý materiál).

5.2 Výsledky z pohledu jednotlivých subjektů

Subjekt B.P.

U subjektu B.P. došlo, z pohledu hodnot frekvence v první periodě izometrické kontrakce, ke zvýšení frekvence v porovnání s hodnotami získanými při měření bez tapu u čtyř (T_1 , T_2 , t_1 , t_3) ze šesti sledovaných druhů tapingu a hodnoty frekvence v poslední periodě měření byly ve srovnání se stavem bez tapu vyšší v pěti případech (T_1 , T_2 , T_3 , t_1 , t_3), a to jak při sledování absolutní hodnoty konečné frekvence, tak při sledování relativní velikosti frekvence na konci měření vzhledem k hodnotě počáteční.

Co se týče vlivu tapingu na pokles počáteční frekvence při izometrické kontrakci o 10%, neměly tapy z pružného materiálu z tohoto pohledu u daného subjektu žádný vliv, tapy z pevného materiálu potom ve dvou případech pokles frekvence urychlily (t_1 , t_2) a v jednom případě došlo k výraznému zpomalení poklesu frekvence. Jednalo se o tape t_3 , tedy tape z pevného materiálu působící na kůži směrem do protažení. Tento tape v případě tohoto subjektu navíc působil i ve smyslu nejvýraznějšího zvýšení hodnoty počáteční frekvence a také hodnota konečné frekvence byla v porovnání se stavem bez použití tapu vyšší. Subjektivně byl potom tape t_3 označen probandem za „jednoznačně nejprjemnější“.

Hodnoty frekvencí EMG záznamu [Hz] v jednotlivých periodách; Subjekt B.P.							
Perioda [10 s]	30%MVC bez tapu	T_1	T_2	T_3	t_1	t_2	t_3
1	74	76	76	73	76	72	78
2	71	69	72	71	72	69	78
3	69	69	69	71	69	67	78
4	68	70	69	69	71	68	75
5	68	69	72	71	* 67 *	* 65 *	74
6	* 66 *	* 67 *	* 67 *	* 68 *	70	63	77
7	67	65	66	67	68	64	74
8	64	64	64	68	66	60	74
9	64	66	61	65	68	57	71
10	62	65	60	66	65	56	71
11	60	64	59	66	66	51	* 69 *
12	62	61	61	65	62	53	69
13	59	61	55	62	65	51	69
14	55	61	56	62	63	49	65
15	56	59	58	64	62	50	60
16	58	57	53	63	61	50	60
17	56	59	55	60	59	51	59
18	52	56	56	58	61	50	55

Tab. 7: Srovnání hodnot frekvence elektromyografického signálu [Hz] v jednotlivých periodách měření (1 perioda = 10 s), ve stavu bez použití tapu a s různými způsoby tapingu, během 3 minut izometrické kontrakce (30% MVC) u subjektu B.P.; tučným písmem a hvězdičkami zvýrazněné jsou hodnoty v periodě, ve které došlo k 10% poklesu frekvence vzhledem k hodnotě počáteční

Subjekt K.Č.

V případě subjektu K.Č. došlo ke zvýšení počáteční frekvence ve srovnání se stavem bez tapu u čtyř způsobů aplikace tapu (T_1 , T_3 , t_2 , t_3) a ke snížení u dvou (T_2 , t_1). Frekvence v poslední měřené periodě potom byla snížena ve srovnání se stavem bez tapu při všech způsobech aplikace v případě obou použitých materiálů (a to jak při sledování absolutní hodnoty frekvence na konci měření, tak při sledování relativní velikosti frekvence na konci měření vzhledem k hodnotě počáteční), stejně tak i pokles počáteční frekvence o 10% nastal při použití tapu ve srovnání se stavem bez tapu ve všech případech.

Subjektivně nebyl zaznamenán žádný výrazný rozdíl v působení jednotlivých druhů tapů, což v podstatě odpovídá i objektivnímu zjištění.

Dá se říct, že u tohoto subjektu působí taping (bez ohledu na způsob aplikace a použitý materiál) z hlediska snížení rychlosti poklesu frekvence EMG signálu při izometrické svalové kontrakci spíše negativně.

Perioda [10 s]	Hodnoty frekvencí EMG záznamu [Hz] v jednotlivých periodách; Subjekt K.Č.						
	30%MVC bez tapu	T_1	T_2	T_3	t_1	t_2	t_3
1	59	64	58	64	53	60	68
2	59	61	57	61	52	57	65
3	60	60	55	59	59	56	63
4	59	63	57	* 58 *	* 57 *	* 53 *	62
5	57	62	56	60	58	53	* 60 *
6	58	* 58 *	56	57	56	53	59
7	56	59	54	58	56	53	60
8	59	57	53	57	57	51	57
9	56	58	* 52 *	55	56	51	56
10	55	57	53	56	53	53	56
11	55	55	52	54	55	52	53
12	56	55	52	57	54	50	55
13	57	55	52	54	52	46	50
14	* 53 *	53	50	55	54	40	51
15	55	54	50	55	54	40	49
16	55	51	52	54	54	52	49
17	54	54	50	53	53	49	50
18	56	53	49	54	51	48	52

Tab. 8: Srovnání hodnot frekvence elektromyografického signálu [Hz] v jednotlivých periodách měření (1 perioda = 10 s), ve stavu bez použití tapu a s různými způsoby tapingu, během 3 minut izometrické kontrakce (30% MVC) u subjektu K.Č.; tučným písmem a hvězdičkami zvýrazněné jsou hodnoty v periodě, ve které došlo k 10% poklesu frekvence vzhledem k hodnotě počáteční

Subjekt M.Z.

U subjektu M.Z. můžeme pozorovat zvýšení počáteční frekvence při použití tapu ve srovnání se stavem bez tapu ve všech případech. Frekvence v poslední měřené

periodě při izometrické kontrakci ve srovnání se stavem bez tapu byla v případě tapu t_2 stejná, u ostatních tapů byl pokles frekvence elektromyografického signálu výraznější než bez něj, a to jak při sledování absolutní hodnoty frekvence na konci měření, tak při sledování relativní velikosti frekvence na konci měření vzhledem k hodnotě počáteční (hodnocené v %).

Subjektivně byly jako příjemnější označeny tapy působící směrem do zkrácení („nakrabacení“ kůže), tj. tapy T_2 a t_2 , naopak jako nepříjemné spíše tapy působící ve smyslu protažení (T_3 , t_3).

Také u tohoto subjektu, i když ne tak výrazně jako u subjektu K.Č., můžeme pozorovat tendenci tapingu (opět bez ohledu na způsob aplikace či použitý materiál) urychlit pokles frekvence EMG signálu během izometrické svalové kontrakce.

	Hodnoty frekvencí EMG záznamu [Hz] v jednotlivých periodách; Subjekt M.Z.						
Perioda [10 s]	30%MVC bez tapu	T_1	T_2	T_3	t_1	t_2	t_3
1	56	60	59	58	57	59	61
2	54	56	55	53	56	55	57
3	52	56	* 50 *	53	* 51 *	54	56
4	51	* 52 *	52	* 51 *	48	* 53 *	* 54 *
5	* 50 *	47	51	49	49	52	50
6	48	50	50	47	49	49	48
7	51	49	46	48	49	47	47
8	45	47	46	47	47	47	51
9	47	46	44	47	49	47	46
10	47	43	43	46	45	46	44
11	47	41	42	47	45	44	44
12	45	43	42	44	43	45	42
13	46	43	42	45	43	45	47
14	43	44	43	45	41	43	45
15	43	43	40	41	43	45	44
16	42	43	41	43	42	41	43
17	45	42	41	42	39	43	41
18	44	42	40	40	39	44	41

Tab. 9: Srovnání hodnot frekvence elektromyografického signálu [Hz] v jednotlivých periodách měření (1 perioda = 10 s), ve stavu bez použití tapu a s různými způsoby tapingu, během 3 minut izometrické kontrakce (30% MVC) u subjektu M.Z.; tučným písmem a hvězdičkami zvýrazněné jsou hodnoty v periodě, ve které došlo k 10% poklesu frekvence vzhledem k hodnotě počáteční

Subjekt B.T.

V případě subjektu B.T. bylo možné sledovat zvýšení frekvence EMG signálu v první periodě izometrické kontrakce ve srovnání se stavem bez použití tapu u všech hodnocených způsobů tapingu. Dále, v případě tohoto subjektu, přestože všechny druhy tapingu pokles frekvence o 10% počáteční hodnoty ve srovnání se stavem bez tapu

urychlily, byla absolutní hodnota frekvence na konci měření ve všech případech s použitím tapu vyšší než bez něj. (Při sledování relativní hodnoty konečné frekvence v poměru k hodnotě počáteční, byla hodnota vyšší pouze v případě tapů t_1 a t_3 . Toto hodnocení může být ale ovlivněno právě vyšší počáteční frekvencí a vyšší rychlostí jejího poklesu na počátku měření. Pokud sledujeme průměrný sklon poklesu hodnoty frekvence na sloupcovém diagramu (viz. Přílohy), je v případě tohoto subjektu působením tapingu (s výjimkou tapu T_2) průměrná strmost poklesu hodnoty frekvence v průběhu měření nižší než bez tapu).

Pokud se zaměříme na subjektivní hodnocení, byl jako subjektivně nejpříjemnější označen tape T_2 .

V případě tohoto subjektu, na rozdíl od dvou předcházejících, můžeme, pokud bereme v úvahu absolutní hodnotu frekvence na konci měření (ne její relativní velikost v poměru k hodnotě počáteční), pozorovat tendenci tapingu (opět bez ohledu na způsob aplikace či použitý materiál) pokles frekvence EMG signálu během izometrické svalové kontrakce spíše snížit. Přestože ve všech případech použití tapu byl pokles v počátku měření rychlejší, samotná hodnota frekvence v poslední periodě měření byla ve všech případech použití tapu vyšší než bez něj.

Hodnoty frekvencí EMG záznamu [Hz] v jednotlivých periodách; Subjekt B.T.							
Perioda [10 s]	30%MVC bez tapu	T_1	T_2	T_3	t_1	t_2	t_3
1	66	79	79	75	69	74	68
2	74	* 71 *	73	71	67	70	67
3	76	71	* 70 *	* 68 *	67	68	66
4	71	69	65	62	63	* 65 *	63
5	65	68	65	62	* 62 *	62	* 61 *
6	63	61	62	59	61	63	62
7	62	59	58	56	58	60	58
8	* 59 *	61	55	58	57	60	59
9	56	59	55	55	60	59	62
10	59	57	55	55	58	58	59
11	52	57	54	51	56	58	55
12	54	56	55	51	54	55	56
13	53	55	53	52	53	56	55
14	53	57	52	53	51	53	53
15	55	55	53	54	51	55	54
16	52	54	49	54	52	52	54
17	51	53	51	49	50	52	50
18	49	54	50	52	53	53	52

Tab. 10: Srovnání hodnot frekvence elektromyografického signálu [Hz] v jednotlivých periodách měření (1 perioda = 10 s), ve stavu bez použití tapu a s různými způsoby tapingu, během 3 minut izometrické kontrakce (30% MVC) u subjektu B.T.; tučným písmem a hvězdičkami zvýrazněné jsou hodnoty v periodě, ve které došlo k 10% poklesu frekvence vzhledem k hodnotě počáteční

Subjekt M.CH.

U subjektu M.CH. bylo možné sledovat zvýšení počáteční frekvence u pěti (T_1 , T_2 , T_3 , t_2 , t_3) ze šesti hodnocených způsobů tappingu. Konečná hodnota frekvence potom při pohledu relativním, sledovaná v % vzhledem k hodnotě počáteční frekvence, byla vyšší než konečná frekvence bez použití tapu pouze v případě tapu T_2 . Při sledování konkrétní hodnoty konečné frekvence vzhledem k hodnotě bez tapu byla naopak konečná hodnota vyšší v případě čtyř tapů (T_1 , T_2 , T_3 , t_3) a vyšší jen v případě dvou (t_1 , t_2). Co se týče poklesu hodnoty počáteční frekvence o 10%, byl tento pokles opět ve všech případech výrazně rychlejší než v případě bez použití tapu.

Jako subjektivně jednoznačně nejnepříjemnější byl označen tape t_2 .

Také u tohoto subjektu můžeme sledovat tendenci tapu (bez ohledu na způsob aplikace či použitý materiál) působit ve smyslu zvýšení počáteční frekvence a zrychlení počátečního poklesu hodnoty frekvence EMG signálu o 10%. Pokud však sledujeme hodnoty v poslední periodě, není již tato tendence zcela jednoznačná. (U čtyř z šesti sledovaných tapů je hodnota frekvence ve srovnání se stavem bez tapů na konci měření vyšší.)

	Hodnoty frekvencí EMG záznamu [Hz] v jednotlivých periodách; Subjekt M.CH.						
Perioda [10 s]	30%MVC bez tapu	T_1	T_2	T_3	t_1	t_2	t_3
1	74	79	77	78	74	77	81
2	75	75	72	72	70	73	* 71 *
3	74	* 69 *	* 69 *	* 69 *	70	* 65 *	70
4	74	69	66	67	* 61 *	69	68
5	70	69	67	68	63	65	68
6	70	68	66	66	66	68	67
7	70	64	64	66	66	61	66
8	69	66	65	62	60	64	64
9	* 66 *	67	64	65	63	60	65
10	69	65	64	64	61	67	63
11	66	64	62	63	62	58	65
12	64	65	60	63	60	59	63
13	63	63	65	64	60	63	63
14	62	63	64	61	58	62	62
15	64	66	61	60	58	61	63
16	64	62	59	60	60	61	63
17	62	62	60	63	59	61	62
18	59	61	62	61	56	57	60

Tab. 11: Srovnání hodnot frekvence elektromyografického signálu [Hz] v jednotlivých periodách měření (1 perioda = 10 s), ve stavu bez použití tapu a s různými způsoby tappingu, během 3 minut izometrické kontrakce (30% MVC) u subjektu M.CH.; tučným písmem a hvězdičkami zvýrazněné jsou hodnoty v periodě, ve které došlo k 10% poklesu frekvence vzhledem k hodnotě počáteční

6 DISKUZE

Pokusíme-li se o shrnutí získaných výsledků, týkajících se vlivu tapingu na svalovou aktivitu, hodnocenou pomocí změn frekvenčního spektra EMG signálu během izometrické kontrakce o velikosti 30% MVC, dostaneme několik zajímavých zjištění.

Prvním z nich je skutečnost, že ačkoliv jsou získané výsledky v souladu s hypotézou, že aplikace tapu v průběhu svalových vláken pod ním ležícího svalu ovlivní okamžitě po nalepení tapu hodnoty frekvence EMG signálu během izometrické kontrakce tohoto svalu, neukazuje se, že by určitý vliv na frekvenci EMG signálu, například ve smyslu zpomalení nebo zrychlení jejího poklesu během izometrické svalové kontrakce, byl spojen s určitým způsobem aplikace tapu nebo druhem materiálu. Výraznější rozdíly u většiny subjektů pozorujeme pouze v případě, srovnáváme-li výsledky měření s tapem (bez ohledu na způsob aplikace či použitý materiál) a bez něj. Tato skutečnost je poměrně překvapivá, neboť jedny z mála dostupných zdrojů, zabývajících se podobnou problematikou, z jejichž poznatků bylo vycházeno při tvorbě hypotéz, udávají rozdíl v působení tapů z různých materiálů nebo působících určitým tahem. Například koncept Kinesio Taping (Kinesio Taping, 2007) udává, že právě různý směr tahu pásky při aplikaci nad svalovou tkání, může mít odlišný vliv na svalovou aktivitu svalů ležících v oblasti pod aplikovaným tapem. Co se týče použitého materiálu, nabízí rozdílná zjištění například studie Alexander, McMullan, Harrison (2008), podle které u tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken m. triceps surae má tape z pružného materiálu, ve srovnání s materiálem pevným, na svalovou aktivitu (sledovanou pomocí H-reflexu) pod ním ležícího svalu co do intenzity účinku podstatně menší vliv. Na druhou stranu je ale třeba poznamenat, že v případě výše zmíněných zdrojů, na rozdíl od studie v rámci této diplomové práce, nebyla svalová aktivita hodnocena z pohledu frekvenčních změn EMG signálu, takže udávané závěry nejsou plně srovnatelné.

Pokud tedy dále srovnáváme pouze stav s použitím tapu (bez ohledu na způsob aplikace či druh materiálu) a bez něj, ukazují výsledky na tendenci tapingu, v případě většiny provedených měření, ve srovnání se stavem bez tapu, zvyšovat hodnotu frekvence EMG signálu na počátku izometrické svalové kontrakce a dále urychlit pokles počáteční hodnoty frekvence EMG signálu o 10%. Zaměříme-li se ale na hodnotu frekvence v poslední měřené periodě, tedy v posledních deseti vteřinách třiminutové izometrické kontrakce, nemusí už být tendence tapu urychlit

pokles frekvence EMG signálu, v závislosti na zvoleném způsobu jejího hodnocení, tak výrazná. Pokud hodnotíme konečnou frekvenci poměrem k hodnotě frekvence počáteční (v %), ukazují výsledky stále spíše na převažující tendenci tapu urychlit pokles frekvence ve srovnání se stavem bez tapu ve většině provedených měření. Toto hodnocení však může být zkresleno právě vyšší hodnotou frekvence na počátku měření při použití tapu a jejím rychlejším poklesem v prvních sledovaných periodách. Zaměříme-li se ale na absolutní hodnotu konečné frekvence (ne relativní, v poměru k hodnotě frekvence počáteční) při jednotlivých způsobech tapingu a bez něj, není již výše zmiňovaná tendence tolik patrná (u poloviny měření je konečná frekvence ve srovnání se stavem bez tapu vyšší). V tomto případě se na základě výše uvedeného zjištění nabízí možnost, že pokud bychom sledovali delší časový úsek izometrické kontrakce o velikosti 30% MVC než v této studii hodnocené tři minuty, mohl by se ukázat účinek tapingu z hlediska ovlivnění frekvence EMG signálu skutečně spíše ve smyslu zpomalení poklesu frekvence a oddálení nástupu objektivně hodnocené svalové únavy. V této studii sledovaný časový úsek a v něm zaznamenané změny frekvence sice naznačují určité tendence vlivu tapingu na frekvenci EMG signálu v počátečním úseku trvání izometrické svalové kontrakce, neumožňují ale popsat účinky tapingu (ve srovnání se stavem bez tapu) z hlediska dalších změn které proběhnou až do okamžiku nástupu tzv. „failure point“, tedy okamžiku, kdy dojde „navenek“ k poklesu výkonu, jak popisují Basmajian a De Luca (1985).

Určitá variabilita v získaných výsledcích, může být, mimo jiné, také odrazem individuality každého sledovaného subjektu. Právě v problematice tapingu, jak bylo nastíněno v teoretické části této práce, může být zpracování nového aferentního vstupu a reakce na tapem v oblasti pohybového aparátu nově vytvořenou situaci, ovlivněna řadou individuálně podmíněných faktorů, což ve své diplomové práci zmiňuje už Jaklová (1999). A skutečně, pokud hodnotíme získané výsledky individuálně, v rámci jednotlivých subjektů, jsou z pohledu absolutní hodnoty frekvence v poslední periodě měření ve srovnání se stavem bez tapu patrné ve skupině subjektů dvě tendence působení tapingu, kdy u dvou subjektů (K.Č. a M.Z.) došlo v případě většiny měřených způsobů tapingu ke snížení frekvence ve srovnání se stavem bez tapu a naopak u tří subjektů (B.P., B.T. a M.CH.) byla u většiny měření konečná frekvence ve srovnání se stavem bez použití tapu vyšší. Také tato zjištění se však vztahují pouze k počátečnímu úseku trvání izometrické kontrakce. Pro zhodnocení vlivu tapingu u jednotlivých

subjektů na urychlení nebo oddálení tzv. "failure point" v čase by bylo nutné zachytit měřením delší časový úsek trvání izometrické kontrakce.

Vzhledem k faktu, že v klinické praxi se aplikace tapu nejčastěji řídí zpětnou vazbou na základě subjektivních, pacientem udávaných pocitů z určitého způsobu tapingu, byly během této klinické studie sledovány orientačně prostřednictvím dotazu také subjektivní vjemy při jednotlivých způsobech aplikace tapu, které byly dále porovnány s vývojem frekvenčního spektra EMG signálu. Ukázalo se, že v případě snížení rychlosti poklesu hodnoty mediánu frekvence EMG signálu, může být působení tapu skutečně subjektivně vnímáno jako příjemnější. U některých subjektů ale tato souvislost pozorována nebyla. Je však víc než pravděpodobné, že při utváření subjektivně příjemného vjemu z aplikovaného tapu v CNS během izometrické svalové kontrakce, může hrát roli mnohem více faktorů než právě pouze vliv daného tapu na frekvenční charakteristiku EMG signálu, pokud vůbec tato souvislost u některých subjektů nebyla spíše náhodná.

Při pohledu na možné mechanismy účinku, kterými taping na frekvenci EMG signálu při izometrické kontrakci působí, se ze dvou nejvíce diskutovaných, tedy biomechanického a neurofyzilogického, v tomto případě nabízí spíše působení prostřednictvím ovlivnění aktivity kožních receptorů, tedy účinek neurofyzilogický. Biomechanický účinek u této problematiky bývá v diskusích článků popisován buďto mechanickým ovlivněním postavení určitého segmentu a tím dosažením výhodnějšího postavení pro funkci příslušných svalů (Host, 1995) nebo, v případě aplikace čistě nad svaem, je biomechanický účinek zdůvodňován zkrácením funkční délky svalových vláken tahem tapu aplikovaného na kůži a v důsledku toho způsobenou změnou vzruchové aktivity systému γ . (Itoh et al., 2004; Alexander et al., 2003; Alexander, McMullan, Harrison, 2008). Pokud by však v případě této studie hrál mechanický účinek tapu aplikovaného na kůži nad svaem ve směru svalových vláken významnější roli, měla by se tato skutečnost projevit rozdílným působením tapů aplikovaných s určitým tahem nebo pouze přiložených na kůži. Výsledky této studie ale nevykazují rozdíl v působení tapu na svalovou aktivitu dle způsobu aplikace či použitého materiálu. Rozdíl byl zaznamenán pouze při porovnání stavu s tapem (jakkoliv aplikovaným) nebo bez něj, což vede směr úvah spíše k působení prostřednictvím aferentních signálů z kožních receptorů.

Co se týče kritického zhodnocení metodiky práce, je třeba uvést především menší výzkumný soubor (5 subjektů), který, při už výše zmiňovaném významném vlivu

individuality subjektu na účinek daného tapu (Jaklová, 1999), může být pro stanovení některých obecných závěrů nedostačující. Přesto je ale možné z výsledků vypožorovat určité tendence působení tapingu na průběh změn frekvenčního spektra EMG signálu během izometrické svalové kontrakce, které mohou sloužit jako podklady pro budoucí studie.

Při výběru subjektů byly požadavky pro zahrnutí do studie formulovány tak, aby byla v oblasti probíhajícího měření zajištěna pokud možno ideální svalová rovnováha. Tento požadavek vycházel z poznatku, že u skupiny zdravých subjektů může stejně aplikovaný tape vyvolat zcela opačný efekt než u subjektů, kde je v oblasti pohybového aparátu určitá porucha, která může vést k narušení svalové rovnováhy v daném segmentu. (Christou, 2003) I v rámci skupiny „zdravých“ subjektů je ale třeba počítat s jistou variabilitou.

Samotná metodika tapingu byla rozpracována velmi podrobně tak, aby byla zajištěna možnost vzájemného porovnání subjektů mezi sebou. Velikost jednotlivých druhů tapů byla vypočítána individuálně z předem provedeného antropometrického měření, takže plocha nad ovlivňovaným svalem zasažená tapem byla u každého subjektu v poměru k jeho antropometrickým parametrům stejná. Velikost tapu byla zvolena u prvního subjektu tak, aby byla zasažena co možná největší plocha nad m. biceps brachii s ohledem na ponechání prostoru k umístění elektrod pro snímání EMG signálu. U ostatních byl už potom zachováván stejný poměr velikosti tapu k tělesným proporcím jako u prvního subjektu. Také aplikace tapu byla objektivizována pomocí přesně zakreslených značek na kůži, aby bylo zajištěno vždy stejné zkrácení nebo protažení kůže působením tapu u každého subjektu. Tapy aplikovala vždy stejná osoba. Tím byla zajištěna dobrá vzájemná porovnatelnost stejného druhu tapu mezi jednotlivými subjekty.

K elektromyografickému měření byl využit přístroj Telemetry 16 od firmy Noraxon Inc. USA a pro snímání EMG signálu byly použity dvě jednorázové samolepící Ag/AgCl elektrody od firmy Noraxon Inc. USA, které odpovídají evropským doporučením pro povrchovou elektromyografii SENIAM (Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles). (Konrad, 2005) Elektrody byly umístěny s přesně definovanou interelektrodovou vzdáleností (která byla zachována u všech subjektů) na kůži nad m. biceps brachii v jeho distální a mediální části (laterálně byl aplikován tape). V tomto ohledu bylo nutné udělat určitý kompromis týkající se umístění tapu a elektrod, který však může být zdrojem jistých nepřesností.

Jednak jsou elektrody umístěny těsně vedle tapu, takže snímaná svalová vlákna nejsou vlákna přímo ovlivňovanými tapem. Dále bývá doporučovaným místem pro aplikaci elektrod střední linie svalu přes největší bříško. (Novotný, 2008) Reálné umístění elektrod bylo ale ovlivněno polohou tapu a posunuto více mediálně vzhledem k střední linii svalu, přičemž požadavek umístění elektrod mezi motorický bod a šlachu (Novotný, 2008) byl dodržen. Určitá nepřesnost může být také způsobena nepatrným posunem kůže s elektrodou nad svalem a zaznamenáním signálu z jiných svalových vláken. Výše uvedenou problematiku však většinou není možné vyřešit jiným způsobem a týká se v podstatě všech studií zabývajících se hodnocením účinků tapingu pomocí povrchové EMG.

Elektromyografický signál může být také ovlivněn prostřednictvím arteficiálního šumu. Ten je možné eliminovat zvolením vhodného filtru. (Novotný, 2008) V případě této studie bylo zvoleno pásmové rozmezí 5-500 Hz, které by mělo být z hlediska odstranění nežádoucích artefaktů dostačující. Důležitá je také hodnota vzorkovací frekvence, která, pokud by byla nevhodně zvolena, může vést ke zkreslení charakteristik EMG signálu. (De Luca, 1993) Pro měření v rámci této studie byla využita vzorkovací frekvence 1500 Hz, která je doporučována pro přesné zachycení charakteristik EMG signálu. (Konrad, 2005) Konečně je třeba počítat také s jistou nepřesností spojenou s určením hodnoty MVC a udržováním izometrické kontrakce o velikosti 30% MVC během jednotlivých měření prostřednictvím biofeedbacku, kdy dochází k oscilaci okolo přesně stanovené hodnoty 30% MVC, jejíž velikost je podmíněna individuálně, schopností subjektu udržovat izometrickou kontrakci na požadované hodnotě.

Všechny výše uvedené, z metodického hlediska negativně působící faktory, se mohou určitým způsobem podílet na variabilitě získaných výsledků, není však reálné je v praxi zcela eliminovat, spíš je důležité je v rámci pohledu na získané výsledky zohlednit.

Dále je třeba poznamenat, že vzhledem k informativnímu účelu této studie, bylo provedeno v krátkém časovém intervalu za sebou měření účinku více druhů různým způsobem aplikovaných tapů. Mezi jednotlivými měřeními byly přesně dodržované, předem stanovené pauzy pro regeneraci. Z hlediska regenerace se zdá být zvolená doba mezi jednotlivými měřeními dostačující, neboť není patrná progredující tendence k rychlejšímu nebo většímu poklesu frekvence po sobě následujících měření, která by mohla být známkou kumulující se únavy. Z pohledu ovlivnění aference nelze ale

vyloučit vliv předchozího tapu na další měření, což by mohlo být také důvodem, proč nebyl mezi jednotlivými druhy tapingu zaznamenán výraznější rozdíl. Pro vyloučení vzájemného ovlivnění efektu po sobě aplikovaných tapů by bylo lepší zajistit výrazně delší pauzy mezi jednotlivými měřeními nebo se zaměřit v rámci jednoho měření na zhodnocení pouze jednoho druhu tapu.

7 ZÁVĚR

Tato diplomová práce se zabývala problematikou vlivu tapingu na svalovou aktivitu. Parametrem zvoleným pro sledování svalové aktivity byla v tomto případě frekvenční charakteristika EMG signálu během izometrické svalové kontrakce. Přesným obsahem klinické studie v rámci této diplomové práce bylo zhodnocení různým způsobem aplikovaných tapů z různých materiálů ve směru průběhu svalových vláken pod nimi ležícího svalu na svalovou aktivitu tohoto svalu, která byla sledována pomocí hodnoty mediánu frekvence EMG signálu během izometrické svalové kontrakce o velikosti 30% MVC. Téma klinické studie bylo zvoleno s ohledem na předem provedený přehled aktuálních poznatků v oblasti dané problematiky prostřednictvím studia dostupné literatury, který poukázal na nedostatečné informace právě v oblasti obecných účinků tapingu na svalovou aktivitu a na nedostupnost komplexně zpracované problematiky tapingu jako celku vůbec.

Za hlavní přínos této diplomové práce potom můžeme považovat vytvoření komplexního přehledu aktuálních teoretických poznatků týkajících se problematiky tapingu v klinické praxi a dále zhodnocení některých tendencí působení tapingu na svalovou aktivitu prostřednictvím sledování frekvenčních charakteristik EMG signálu během izometrické svalové kontrakce.

V klinické studii sledovaný časový úsek trvání izometrické kontrakce sice nezachytil průběh změn frekvenčního spektra až do okamžiku tzv. „failure point“, který se projeví navenek neschopností svalu dále udržet požadovaný výkon, přesto ale výsledky měření poskytují určitý náhled na vliv tapingu na průběh změn frekvence EMG signálu v počátečních fázích trvání izometrické kontrakce. Ukázalo se při tom, že taping, bez ohledu na způsob aplikace či použitý materiál, měl v tomto případě tendenci působit ve smyslu zvýšení hodnoty mediánu počáteční frekvence a následného zvýšení rychlosti poklesu této hodnoty v prvních časových úsecích izometrické svalové kontrakce při většině provedených měření. Jak ale naznačují hodnoty na konci měřeného časového úseku, během trvání izometrické kontrakce tato tendence tapu urychlit pokles frekvence EMG signálu ve srovnání se stavem bez tapu postupně slábne. (V případě této studie byly konečné hodnoty mediánu frekvence ve srovnání se stavem bez tapu dokonce v polovině případů vyšší). Je proto možné, že z pohledu ovlivnění nástupu tzv. „failure point“, kdy dochází k poklesu výkonnosti svalu, může tape působit skutečně ve smyslu jeho oddálení. K potvrzení této hypotézy je však nutné provést další měření.

8 SEZNAM LITERATURY

1. ALEXANDER, CM., McMULLAN, M., HARRISON, PJ. What is the effect of taping allong or across a muscle on motoneurone excitability? A study using Triceps Surae. *Manual Therapy*, 2008, vol. 13, p. 57-62.
2. ALEXANDER, CM., STYNES, S., THOMAS, A., LEWIS, J., HARRISON, PJ. Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Manual Therapy*, 2003, vol. 8, no. 1, p. 37-41.
3. AMIAKA, N., GRIBBLE, P.A. A Systematic Review of the Effects of Therapeutic Taping on Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Athletic Training*, 2005, vol. 40, no. 4, p. 341-351.
4. BARETT, D.S., COBB, A.G., BENTLEY, G. Joint proprioception in the normal, osteoarthritic and replaced knee. *Journal of Bone and Joint Surgery, British volume*, 1991, vol. 73, p. 53-56.
5. BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J.: *Muscles Alive: Their Functions Revealed by their Electromyography*. 5th edition, Baltimore, USA: Williams & Wilkins, 1985, 561 s. ISBN 0-683-00414-X
6. BILLS, A.G.: *The Psychology of Efficiency*. New York: Harper, 1943.
7. BIRMINGHAM, T.B., KRAMER, J.F., INGLIS, J.T. et al. Effects of neoprene sleeve on knee joint position sense during sitting open kinetic chain and supine closed kinetic chain tests. *American Journal of Sports Medicine*, 1999, vol. 27, p. 150-155.
8. BREITENBACH, S. Kinesio-Taping – eine neue, revolutionare Technik! *Physikalische Therapie*, 2007, no. 1, p. 16-20.
9. BRÜGGER, A.: *Die Erkrankungen des Bewegungsapparates und seines Nervensystem*. 2. Aufl. Stuttgart: Fischer, 1980.
10. CALLAGHAN, J.M., SELFE, J., BAGLEY, J.P., OLDHAM, A.J. The effects of patellar taping on knee joint proprioception. *Journal of Athletics Training*, 2002, vol. 37, no. 1, p. 19-24.
11. COWAN, S.M., BENNELL, K.L., HODGES, P.W. Therapeutics patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 2002, vol. 12, p. 229-347.
12. ČEMUSOVÁ, J.: *Technika funkčního tapingu*. Přednášky a praktická cvičení k předmětu Taping ve fyzioterapii, Praha: FTVS UK, 2008.
13. DE LUCA, CJ. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. *The international Society for Biomechanics* [on line], [cit. 8.12.2008], dostupné z: <http://www.delsys.com/>

14. FLANDERA, S., HRDLÍČKA, L.: *Taping: prevence a léčba poruch pohybového aparátu*. Olomouc: Poznání, 2001, 101 s.
15. FRIDEN, T., ROBERTS, D., ZATTERSTROM, R., LINDSTRAND, A., MORITZ, U. Proprioception of the nearly extended knee: measurement of position and movement in healthy individuals and in symptomatic anterior cruciate ligament injured patient. *Knee Surgery Sport Traumatology and Arthroscopy*, 1996, vol. 4, p. 217-224.
16. GLICK, J.M., GORDON, R.B., NISHIMOTO, D. The prevention and treatment of ankle injuries. *American Journal of Sport Medicine*, 1976, vol. 4, p. 136-141.
17. HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L.: *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997, 137s. ISBN 80-7013-237-X
18. HERMACHOVÁ, H. O fenoménu bariéry. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1996, vol. 3, iss. 2, s. 81–85.
19. HERMACHOVÁ, H.: ústní sdělení, Gmünd, 1999.
20. HINMAN, R.S., CROSSLEY, K.M., McCONNELL, J., BENNELL, K.L. Does the application of tape influence quadriceps sensorimotor function in knee osteoarthritis? *Rheumatology*, 2004, vol. 43, p. 331-336.
21. HNÍZDIL, J., LICHTENBERG, M. *Taping, progresivní metoda fixace pohybového aparátu (metodický dopis)*. Praha: Ústřední výbor Československého svazu tělesné kultury, Vědeckometodické oddělení, 1989, 74s.
22. HOST, H.H. Scapular taping in the Treatment of Anterior Shoulder Impingement. *Physical Therapy*, September 1995, vol. 75, no. 9, p. 803-812.
23. HRAZDÍRA, L. 2002. Klinické aspekty používání náplast'ové fixace. *Medica Sportiva Bohemica a Slovaca*, 2002, vol. 11, iss. 2, s. 78–82.
24. CHAFFIN, D.B. Localized muscle fatigue – definition and measurements. *Journal of Occupational Medicine*, 1973, vol. 15, p. 346-354.
25. CHRISTOU, E.A. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patelofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2004, vol. 14, p. 495-504.
26. ITOH, Y., HAYASHI, T., HOSHI, T., HOJO, T., HIRASAWA, Y., MIYAMOTO, M., KUBOTA, T. Localized Short Elastic Tape Affect the Hamstring Reflex on Anterior Cruciate Ligament Deficient Knee. *Bulletin of the Osaka Medical College*, 2004, vol. 50, no. 1, 2.

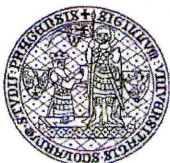
27. JAKLOVÁ, T. *Technika Funkčního tapu v terapii funkčních poruch hybného systému*, diplomová práce, Praha, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 1999, 72 s.
28. JANDA, V.: *Základy kliniky funkčních /neparetických/ hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982.
29. JANDA, V.: *Základy kliniky funkčních /neparetických/ hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982.
30. JEROSH, J., PRYMKA, M. Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears, taking special account of the effect of knee bandage. *Archives of Orthopedic and Trauma Surgery*, 1996, vol. 115, p. 162-166.
31. KARAS, V., OTÁHAL, S.: *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Karolinum, 1991.
32. KARLSSON, J., ANDRÉASSON, G.O. The effect of ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study. *American Journal of Sport Medicine*, 1992, vol. 20, p. 257-261.
33. KASE, K., HASHIMOTO, T.: Changes in the Volume of Peripheral Blood Flow by using Kinesio Taping, *Kinesio Taping Association*, 1998, [on line], [cit. 7.12.2007], dostupné z: <<http://www.kinesiotaping.com>>
34. Katedra anatomie a biomechaniky, FTVS UK. Skripta Patobiomechanika a Patokinesiologie, Kompendium, část Biomechanika, mechanické vlastnosti tkání. [online] Praha, 2004, [cit. dne 28.2.2009], dostupné z: <http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/index.php>
35. KEET, JLH., GRAY, J., HARLEY, Y., LAMBERT, MI. Effect of medial patellar taping on pain, strenght and neuromuscular recruitment in subject with and without patellofemoral pain. *Physiotherapy*, 2007, vol. 93, p. 45-52.
36. Kinesio Taping Association: Kinesio Taping for Lymphedema, *Kinesio Taping Association*, [on line], [cit. 8.12.2008], dostupné z: <<http://www.kinesiotaping.com>>
37. Kinesio Taping. [on line], [cit. 7.12.2007], dostupné z: <<http://www.kinesiotaping.com/default.asp?CustComKey=35549&CategoryKey=35551&pn=Page&DomName=kinesiotaping.com>>
38. KOHLÍKOVÁ, E., BARTUŇKOVÁ, S., MELICHNA, J., SMITKA, K., VRÁNOVÁ, J.: *Cytopatologie, patobiochemie a patofyziologie, všeobecná část*. Praha: Karolinum, 2005, 259 s. ISBN 80-246-0717-4
39. KONRAD, P. The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, version 1.0, April 2005, [on line], [cit. 3.3.2009], dostupné z: <<http://www.noraxon.com/emg/emg.php3>>

40. KŘEN, J., ROSENBERG, J., JANÍČEK, P. *Biomechanika*. Plzeň: Vydavatelství Západočeské univerzity, 1997, 380s. ISBN 80-7082-365-8
41. LEPHART, S.M., KOCHER, M.S., FU, F.H. BORSA, P.A. HARNER, C.D. Proprioception characteristics following ACL reconstruction. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1992, vol. 1, p. 188-196.
42. LEWIT, K.: *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: J.A. Barth Verlag Heidelberg-Leipzig, ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně, 1996.
43. LOHER, H., ALT, W., GOLLHOFER, A. Neuromuscular properties and functional aspect of taped ankles. *American Journal of Sport Medicine*, 1999, vol. 27, p. 69-75.
44. MACDONALD, R. *Taping Techniques - principles and practice*. second edition, London: Butterworth-Heinemann, 2004, ISBN 0-7506-4150-9
45. MANFROY, P.P., ASHTON-MILLER, J.A., WOJTYS, E.M.: The effect of exercise, prewrap and athletic tape on the maximal active and passive ankle resistance to ankle inversion, 1997, *American Journal of Sports Medicine*, vol. 25, no. 2, p. 156-163.
46. MATĚJŮ, H. *Vliv funkčního tapu zdravého chodidla na jeho interakci s podložkou během chůze*, diplomová práce, Praha, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2004, 62s.
47. McCONNELL, J. The management of chondromalacia patellae: a long term solution. *Australian Journal of Physiotherapy*, 1986, vol. 32, p. 215-223.
48. MORRISEY, D. Proprioceptive shoulder Taping. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2000, vol. 4, p. 189-194.
49. OVERINGTON, M., GODDARD, D., HING, W. A critical appraisal and literature critique on the effect of patellar taping – is patellar taping effective in the treatment of patellofemoral syndrome? *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 2004, vol. 34, no. 2, p. 66-80.
50. PAVLŮ, D.: *Brügger koncept I.; Diagnostika a terapie funkčních poruch hybného systému*, přednášky a cvičení pro posluchače prezenčního studia navazujícího magisterského studijního programu fyzioterapie, katedra fyzioterapie FTVS UK, Praha, 2007.
51. PERLAU, R., FRANK, C., FICK, G. The effect of elastic bandages on human knee proprioception on the injured population. *American Journal of Sports Medicine*, 1995, vol. 23, p. 251-255.

52. PILNÝ, J. a kol.: *Prevence úrazů pro sportovce (taping, popis zranění, první pomoc, léčba, rehabilitace)*. Praha: Grada Publishing, 2007, 104s. ISBN 978-80247-1675-6
53. PIPER, H.: *Electrophysiologie Menschlicher Muskeln*. Berlin: Springer-Verlag, 1912.
54. *Produktový katalog Hartmann-Rico a.s.* 2009. [online], [cit. 15.3.2009], dostupné z: <http://cz.hartmann.info/CZ/75152.htm>
55. RICARD, M.D., SHERWOOD, S.M., SCHULTIES, S.S., KNIGHT, K.L. Effects of tape and exercise on dynamic ankle inversion. *Journal of Athletic Training*, 2000, vol. 35, no. 1, p. 31-37.
56. SCHWEIZER, A. Biomechanical Effectiveness of Taping the A2 Pulley in Rock Climbers. *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)*, 2000, vol. 25B, no. 4, p. 102-107.
57. SIELMANN, D., CHRISTIANSEN, H. *Medi-Taping, Schmerzfrei im Handumdrehen*. Stuttgart: Karl F.Haug Verlag, 2004, 96s. ISBN 3-8304-2116-8
58. SLUPIK, A., DWORNIK, M., BIALOSZEWSKI, D., ZYCH, E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, 2007, vol. 9, no. 6, s. 644-651.
59. THELEN, M.D., DAUBER, J.A., STONEMAN, P.D. The Clinical Efficacy of Kinesio Tape for Shoulder Pain: A Randomized, Double-blinded, Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2008, vol. 38, no. 7, p. 389-395.
60. TOBIN, S., ROBINSON, G. The effect of Mc Connell's vastus lateralis inhibition taping technique on vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity. *Physiotherapy*, 2000, vol. 86, no. 4, p. 173-83.
61. VALENTA, J. *Biomechanika*. Praha: Academia, 1985.
62. VÉLE, F.: *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-100-5
63. VÉLE, F.: *Neurofyziologie, přednášky pro posluchače prezenčního studia bakalářského studijního programu fyzioterapie, katedra fyzioterapie FTVS UK, Praha, 2004.*
64. WILKERSON, BG. Biomechanical and Neuromuscular Effects of Ankle Taping and Bracing. *Journal of Athletic Training*, 2002, vol. 37, no. 4, p. 436-445.
65. WILSON, T., CARTER, N., THOMAS, G. A multicenter, single-masked study of medial, neutral and lateral patellar taping in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2003, vol. 33, no. 8, p. 437-448.

9 PŘÍLOHY

Příloha 1 Žádost o vyjádření a vyjádření etické komise



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín
tel.: 220 171 111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu

Forma projektu: výzkum základní / aplikovaný (u zaměstnanců)*
doktorská / rigorózní práce*
diplomová / bakalářská práce*

* Nehodící se škrtněte.

Autor (hlavní řešitel): Bc. Martina Vrbová
spoluřešitelé: /

Školitel: Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Popis projektu:

Projekt zahrnuje přibližně 10 dobrovolníků (převážně z řad studentů FTVS UK), u kterých bude aplikován tape v průběhu svalových vláken m. biceps brachii. Následně bude snímána svalová aktivita m. biceps brachii během izometrické svalové kontrakce pomocí povrchové EMG. Získané hodnoty budou porovnány s hodnotami naměřenými při izometrické kontrakci bez použití tapu.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Projekt nezahrnuje použití invazivních metodik.

Etické aspekty výzkumu: Výsledky ani osobní data sledovaných nebudou zneužity

Informovaný souhlas (přiložen)

V Praze dne: 8.12.2008

Podpis autora: *Vrbová*

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0199 / 2008

dne: 13. 12. 2008

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.



Bartůňková
podpis předsedy EK

Příloha 2 Vzor informovaného souhlasu

(příloha Žádosti o vyjádření etické komise)



Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra fyzioterapie

Informovaný souhlas

Název klinické studie:

Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu

Informace o klinické studii:

Vážení účastníci studie, předem bych Vám chtěla poděkovat za Vaši dobrovolnou účast a krátce Vás seznámit s obsahem a průběhem studie. Jedná se o měření svalové aktivity m. biceps brachii během izometrické svalové kontrakce pomocí povrchové EMG. Měření bude provedeno jednak ve stavu bez použití tapu (lepicí pásky aplikované na kůži) a následně po aplikaci tapu v průběhu svalových vláken m. biceps brachii. Velikost tapu bude určena individuálně z předem provedeného antropometrického měření horní končetiny. Veškeré metody použité v této studii jsou neinvazivní. Měření bude provedeno jednorázově, předpokládaná doba, se kterou byste měl/a počítat pro měření, je 1-2 hodiny. O případných změnách týkajících se časového harmonogramu měření budete předem a včas informován/a. Studie je prováděna v rámci diplomové práce. Z pozice řešitele se zavazuji, že Vaše osobní údaje nebudou zneužity a výsledky budou zveřejněny anonymně.

Informovaný souhlas:

- Přečetl jsem si informaci o klinické studii a obdržel kopii textu pro vlastní potřebu. Bylo mi umožněno položit řešiteli odpovědnému za studii jakýkoliv dotaz ohledně průběhu klinické studie.
- Byly mi poskytnuty veškeré další požadované informace a na dotazy jsem dostal uspokojivou odpověď, všemu jsem porozuměl.
- Vím, že účast ve studii je dobrovolná a že od ní mohu kdykoliv bez udání důvodů odstoupit.

Souhlasím s účastí v klinické studii a zveřejněním výsledků studie.

Jméno:

Datum:

Podpis:

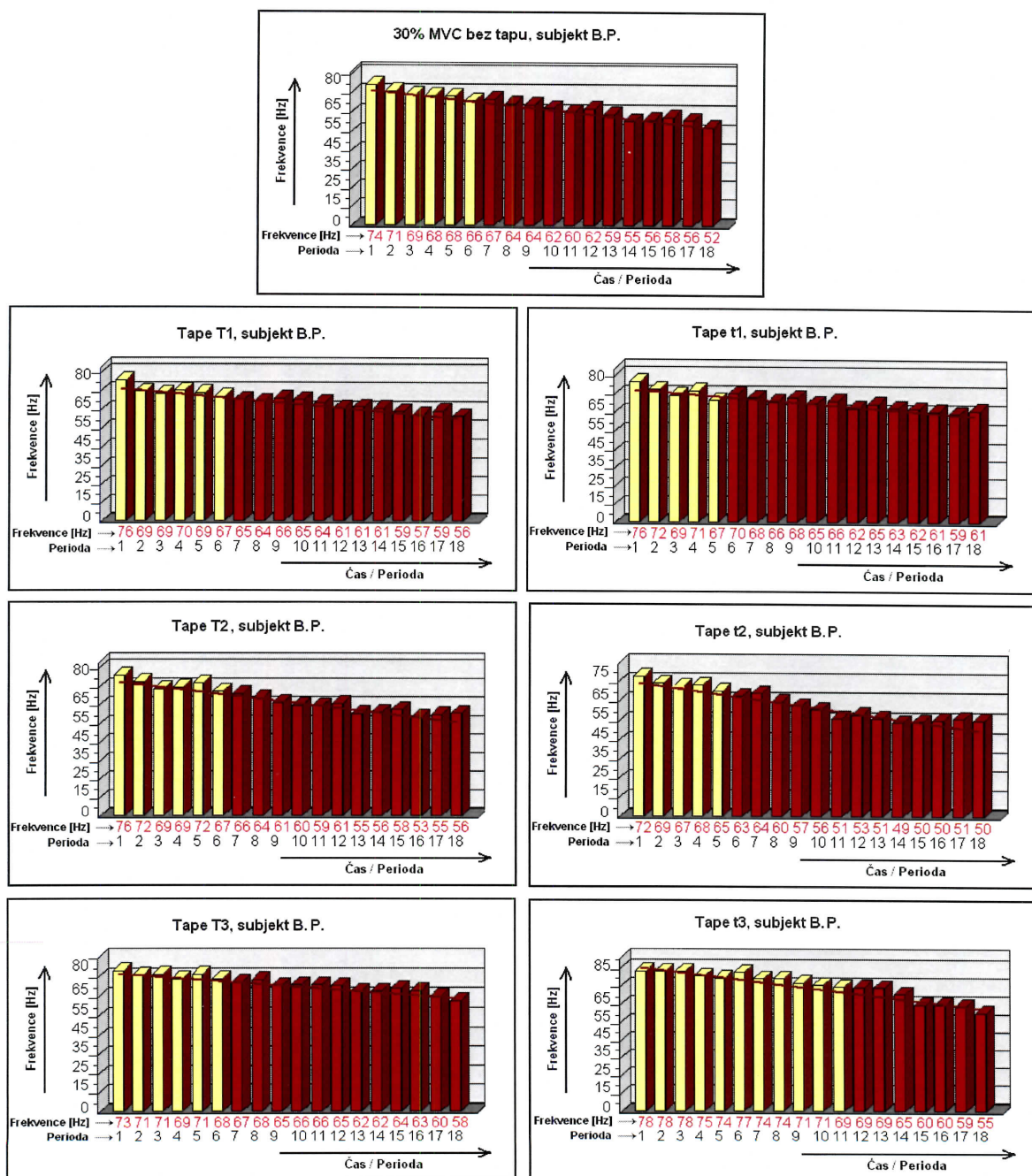
Jméno řešitele: Bc. Martina Vrbová

Datum:

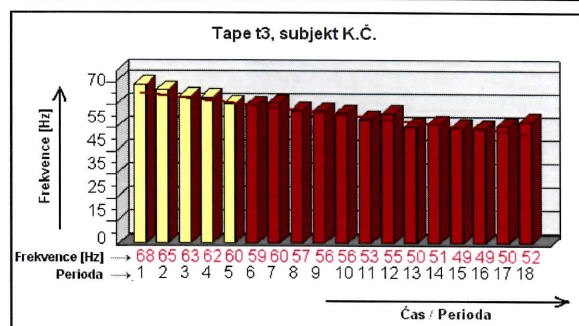
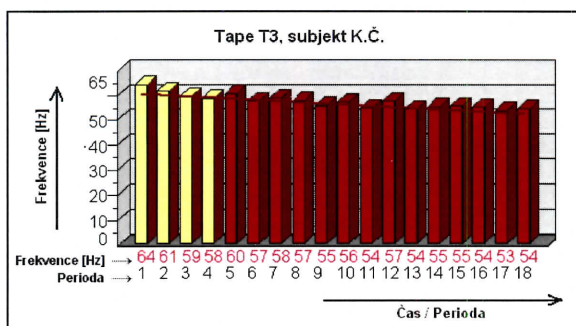
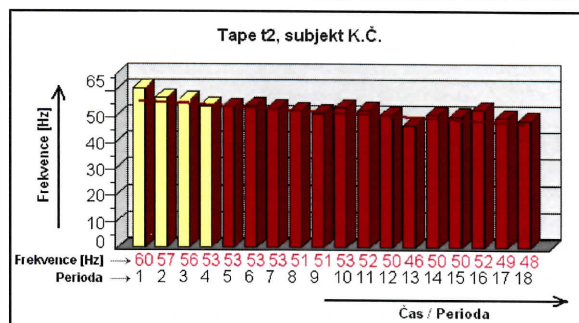
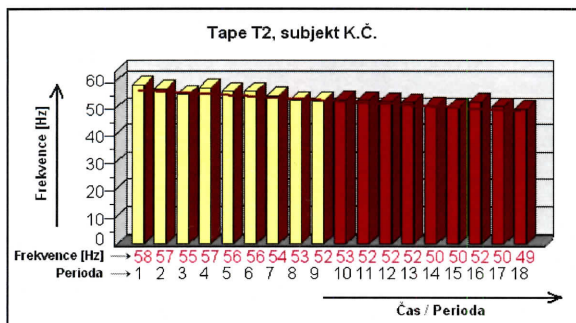
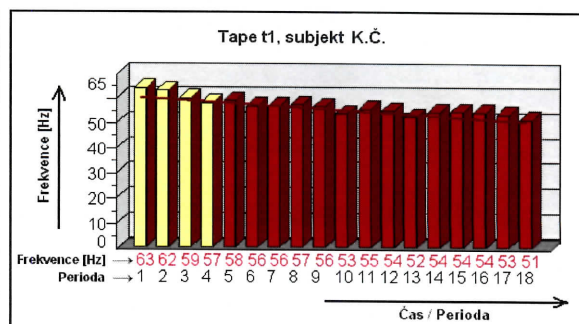
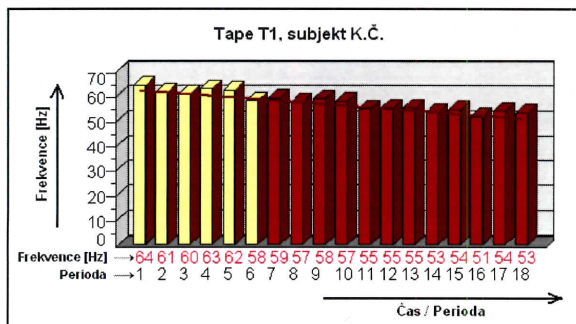
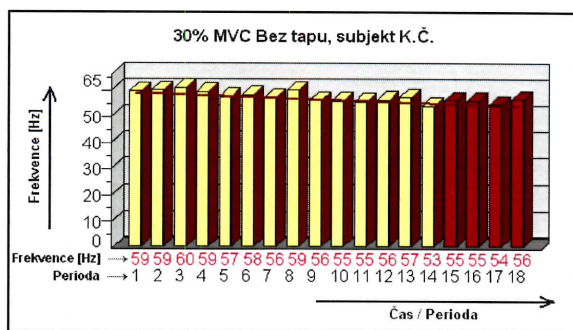
Podpis:

Příloha 3

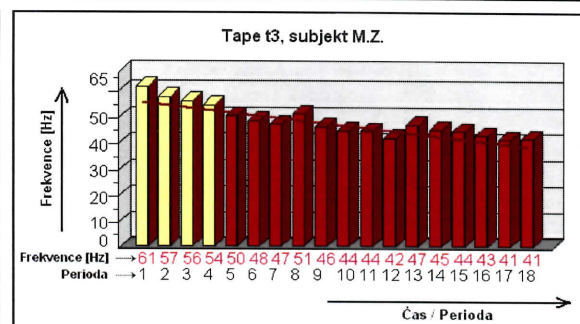
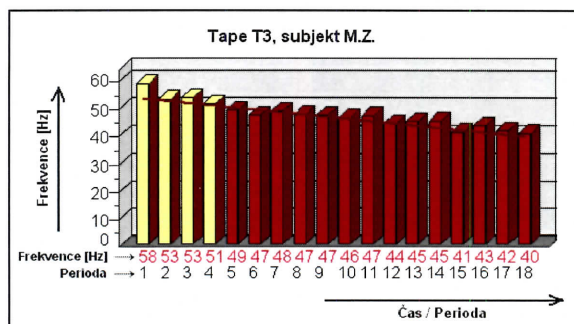
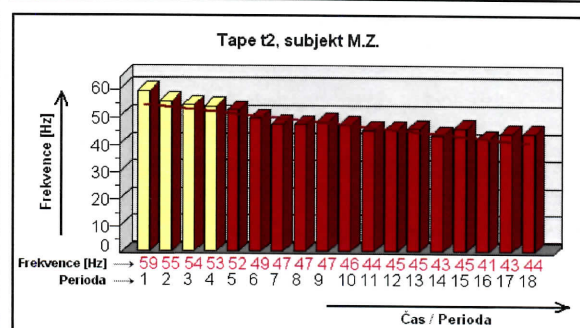
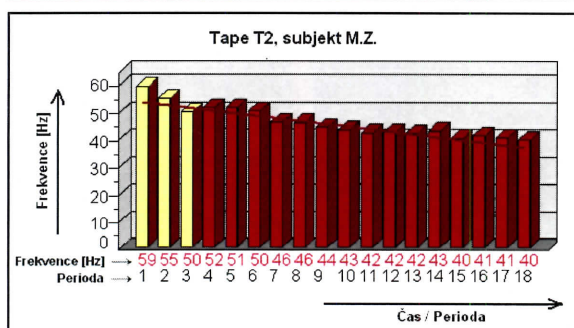
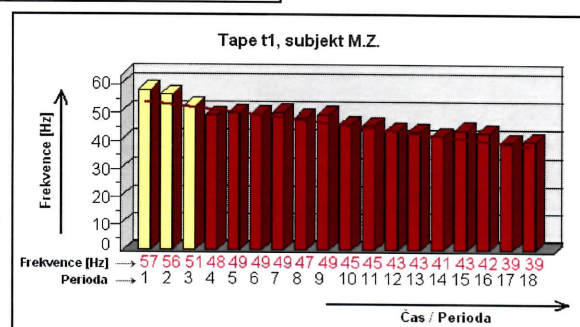
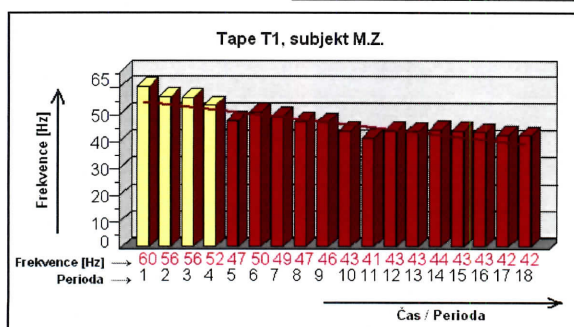
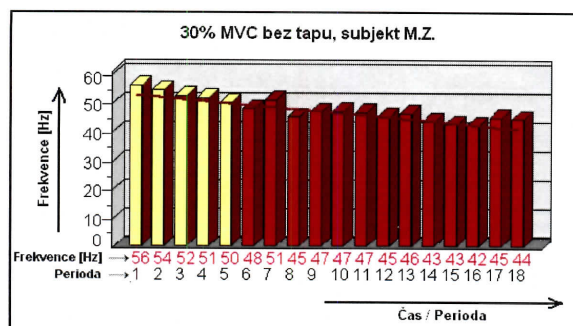
Grafy s výsledky měření průběhu změn mediánu frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci o velikosti 30% MVC s různými druhy tapů u jednotlivých subjektů v porovnání se stavem bez tapu (první graf shora)



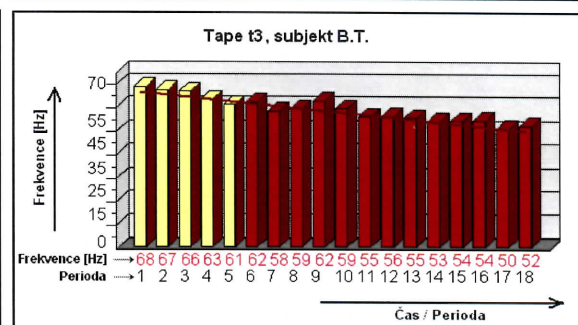
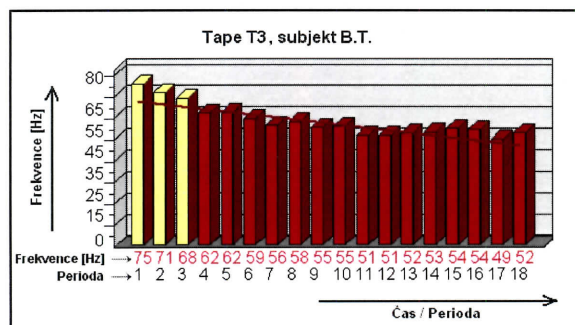
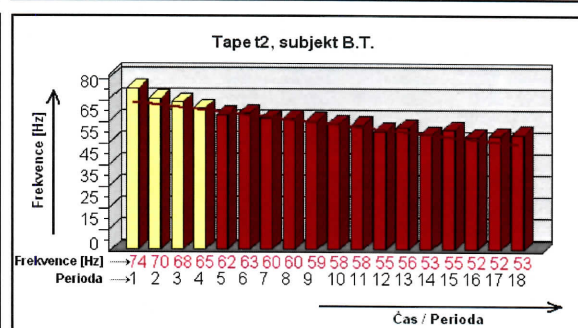
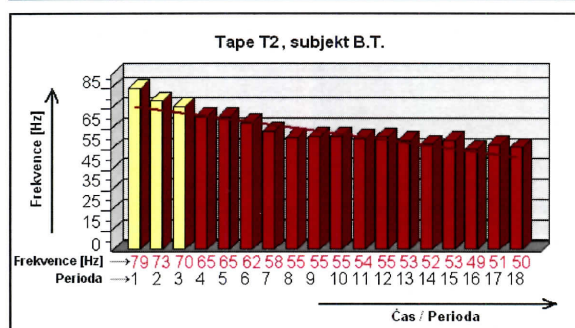
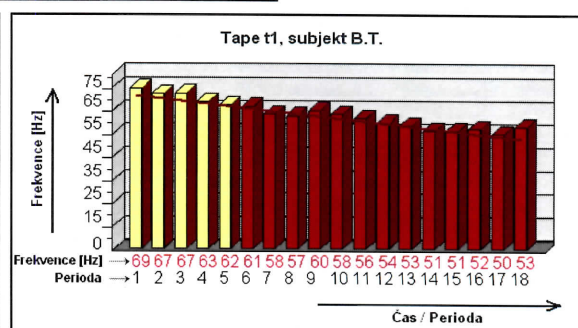
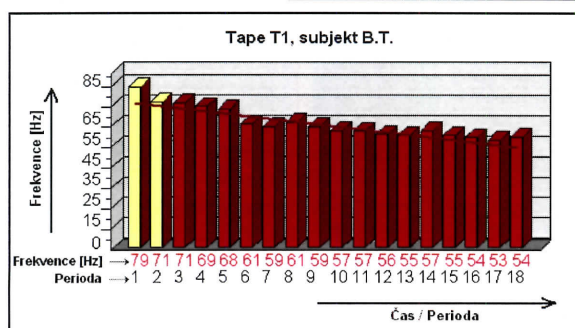
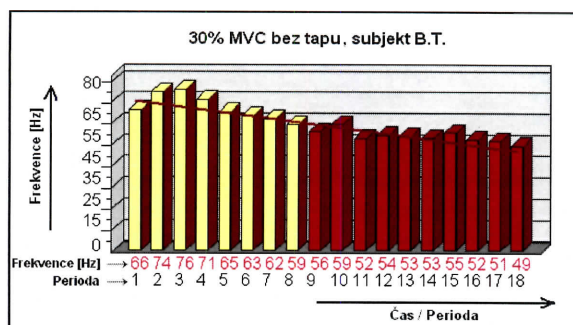
Průběh změn mediánu frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci o velikosti 30% MVC s různými druhy tapů u subjektu B.P. v porovnání se stavem bez tapu (první graf); Svislá osa odpovídá hodnotám mediánu frekvence EMG signálu [Hz] v závislosti na čase (vyznačen prostřednictvím čísel jednotlivých period na vodorovné ose); pod jednotlivými sloupci diagramu jsou uvedeny v první řádce hodnoty odpovídající mediánu frekvence EMG signálu [Hz], ve druhé řádce pak číslo odpovídající číslu periody (1 perioda = 10 s); světlé sloupce odpovídají hodnotám do okamžiku poklesu počáteční frekvence o 10%



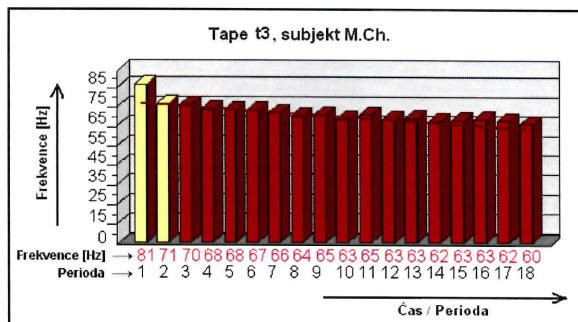
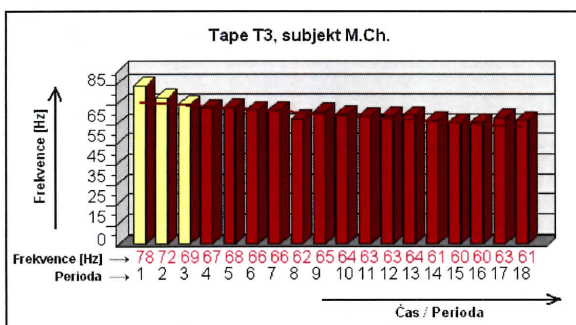
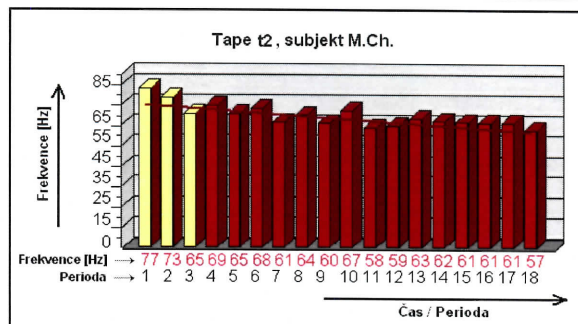
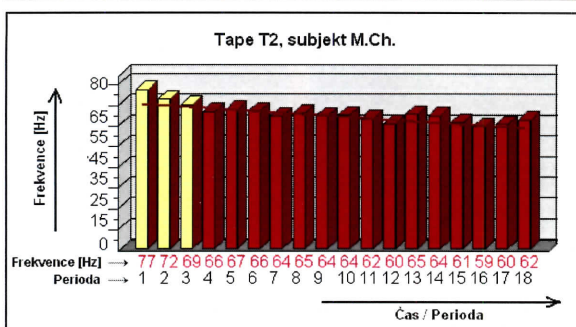
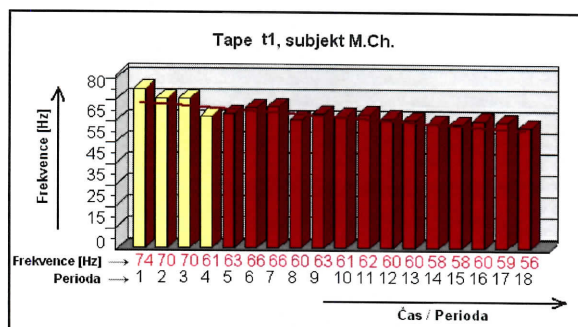
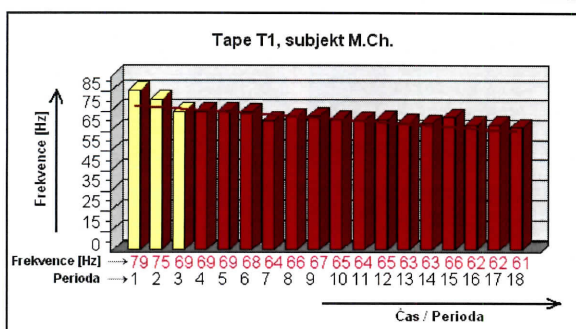
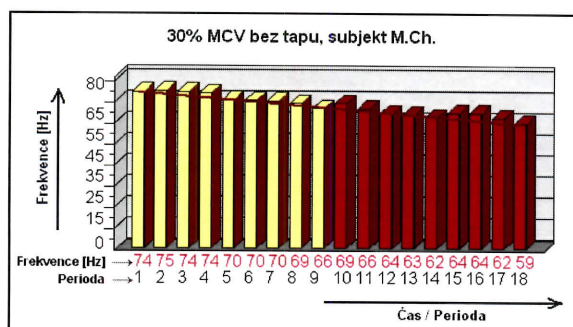
Průběh změn mediánu frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci o velikosti 30% MVC s různými druhy tapů u subjektu K.Č. v porovnání se stavem bez tapu (první graf); Svislá osa odpovídá hodnotám mediánu frekvence EMG signálu [Hz] v závislosti na čase (vznačen prostřednictvím čísel jednotlivých period na vodorovné ose); pod jednotlivými sloupci diagramu jsou uvedeny v první řádce hodnoty odpovídající mediánu frekvence EMG signálu [Hz], ve druhé řádce pak číslo odpovídající číslu periody (1 perioda = 10 s); světlé sloupce odpovídají hodnotám do okamžiku poklesu počáteční frekvence o 10%



Průběh změn mediánu frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci o velikosti 30% MVC s různými druhy tapů u subjektu M.Z. v porovnání se stavem bez tapu (první graf); Svislá osa odpovídá hodnotám mediánu frekvence EMG signálu [Hz] v závislosti na čase (vyznačen prostřednictvím čísel jednotlivých period na vodorovné ose); pod jednotlivými sloupci diagramu jsou uvedeny v první řádce hodnoty odpovídající mediánu frekvence EMG signálu [Hz], ve druhé řádce pak číslo odpovídající číslu periody (1 perioda = 10 s); světlé sloupce odpovídají hodnotám do okamžiku poklesu počáteční frekvence o 10%



Průběh změn mediánu frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci o velikosti 30% MVC s různými druhy tapů u subjektu B.T. v porovnání se stavem bez tapu (první graf); Svislá osa odpovídá hodnotám mediánu frekvence EMG signálu [Hz] v závislosti na čase (vyznačen prostřednictvím čísel jednotlivých period na vodorovné ose); pod jednotlivými sloupci diagramu jsou uvedeny v první řádce hodnoty odpovídající mediánu frekvence EMG signálu [Hz], ve druhé řádce pak číslo odpovídající číslu periody (1 perioda = 10 s); světlé sloupce odpovídají hodnotám do okamžiku poklesu počáteční frekvence o 10%



Průběh změn mediánu frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci o velikosti 30% MVC s různými druhy tapů u subjektu M.CH. v porovnání se stavem bez tapu (první graf); Svislá osa odpovídá hodnotám mediánu frekvence EMG signálu [Hz] v závislosti na čase (vyznačen prostřednictvím čísel jednotlivých period na vodorovné ose); pod jednotlivými sloupci diagramu jsou uvedeny v první řádce hodnoty odpovídající mediánu frekvence EMG signálu [Hz], ve druhé řádce pak číslo odpovídající číslu periody (1 periody = 10 s); světlé sloupce odpovídají hodnotám do okamžiku poklesu počáteční frekvence o 10%